



**João Miguel Antunes
Sobral**

**SIMULADOR DE DESGASTE DA COMPONENTE
ACETABULAR DA PRÓTESE DE ANCA**



**João Miguel Antunes
Sobral**

**SIMULADOR DE DESGASTE DA COMPONENTE
ACETABULAR DA PRÓTESE DE ANCA**

dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Doutor José António de Oliveira Simões, Professor Associado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e co-orientação científica do Doutor Francisco José Malheiro Queirós de Melo, Professor Associado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Dedico esta tese à minha família e ao Senhor Belarmino Azevedo.

o júri

presidente

Prof. Doutor. José António de Oliveira Simões

professor associado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Francisco José Malheiro Queirós de Melo

professor associado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Rui Jorge Sousa Costa de Miranda Guedes

professor auxiliar da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

agradecimentos

No decorrer do curso de Mestrado em Engenharia Mecânica, iniciado em Outubro de 2003, tive o apoio incondicional da minha família, da administração e colegas da Sirmaf e da Solien, de colegas de curso, de amigos e de outras entidades a quem quero apresentar os meus sinceros agradecimentos. Pela importância fundamental que tiveram no desenvolvimento da dissertação, quero agradecer ao meu orientador Professor José António Oliveira Simões, ao meu co-orientador Professor Francisco José Malheiro Queirós de Melo e ao Engenheiro Pedro Talaia da Universidade de Aveiro.

palavras-chave

Articulação da anca, endoprótese, tribologia, simulador de desgaste, componente acetabular

resumo

A tribologia estuda o atrito e o desgaste resultantes da interacção de superfícies em movimento relativo.

O desgaste é um dos factores mais relevantes na durabilidade da prótese da anca.

O objectivo da investigação referente à tribologia da prótese da anca visa minimizar o atrito e o desgaste do implante e deste modo aumentar o tempo de vida da articulação artificial.

Ensaio do tipo pino-em-disco, que permitem a caracterização de materiais relativamente a parâmetros importantes como o coeficiente de atrito, o desgaste e os efeitos da rugosidade dos materiais ou da lubrificação e ensaios simulando as condições *in vivo* em relação aos componentes da prótese, cabeça femoral e acetábulo, ao ciclo dinâmico aplicado bem como às condições de lubrificação, têm sido utilizados no desenvolvimento tribológico da prótese da anca.

Esta dissertação é o resultado da concepção, projecto e fabrico, no contexto actual da tribologia da prótese da anca, de um dispositivo para ensaios de desgaste de componentes acetabulares, destinado à análise comparativa de taxas de desgaste do acetábulo com diferentes pares cabeça femoral-acetábulo e da sua variação em função da força aplicada.

Após o estudo de várias soluções técnicas optou-se pelo desenvolvimento do dispositivo de ensaios de desgaste de componentes acetabulares de modo a simular as condições *in vivo*, o ciclo dinâmico através de três eixos perpendiculares de rotação, FE, AA e RIE e um eixo vertical de carga e a lubrificação, garantindo a submersão dos componentes da prótese em fluido lubrificante durante a realização dos ensaios.

Foi realizado o projecto integral do dispositivo através da sua modelação tridimensional, animação cinemática do modelo tridimensional e desenhos ortográficos técnicos de pormenor de todas as peças a fabricar, bem como a definição dos componentes standardizados e normalizados a integrar. O detalhe do projecto e a verificação funcional através da animação cinemática permitiu a montagem total do dispositivo sem a necessidade de quaisquer modificações ao projecto.

De modo a garantir a fiabilidade do dispositivo e dos seus ensaios, foram realizados cálculos estruturais, pelo método de elementos finitos, com base no modelo digital do dispositivo, para otimizar a sua rigidez estrutural. Foi desenvolvido um sistema de controlo que permite a monitorização em tempo real da posição dos três eixos e da carga aplicada para assegurar as condições dinâmicas de ensaio.

As verificações realizadas após a conclusão da montagem do dispositivo, ao nível da sua geometria e de rotação dos eixos quando aplicada a carga axial, evidenciaram resultados muito satisfatórios.

O desempenho do dispositivo e os resultados dos testes de desgaste só poderão ser analisados após a realização de ensaios com o mesmo.

keywords

Hip joint, endoprosthesis, tribology, wear simulator, acetabular component

abstract

Tribology is an engineering area where friction and wear caused by the interaction of surfaces in relative motion is studied.

Wear is one of the most relevant factors in the durability of the hip prosthesis. The objective of hip prosthesis tribology investigation is to minimize friction and wear of the implant, to increase its life-time.

Pin-on-disk tests that allow the characterization of material parameters such as the coefficient of friction, wear, material roughness, lubrication effects and tests simulating *in vivo* conditions concerning prosthetic components, femoral head and acetabulum, under applied dynamic cycle as well as lubricating conditions, has been used in the development of hip prosthesis tribology.

This dissertation is the result of the conception, design and manufacture, in the actual context of hip prosthesis tribology, of a device to test wear of acetabular components with different femoral heads and its variation as a function of the applied load.

After the study of different technical solutions, decision was made to develop a wear test device for acetabular components simulating *in vivo* conditions concerning the tribology prosthetic components, the dynamic cycle by three perpendicular rotational axis and a vertical load axis and the lubrication by assuring prosthesis components submersion during testing.

The complete device design was made with three dimensional modelling, kinetic animation and orthographic detail drawing of all manufacture parts as well as definition of standard and normalised components to be integrated. The design detail and functional verification using kinetic animation of the model allowed the total device assembly without design modifications.

In order to assure reliability of the device and the tests, structural finite element analysis was performed, based on the digital model of the device to optimise its structural stiffness. A control system that allows real time monitoring of the position of the three axis and of the applied load was developed to assure test dynamic conditions.

Verifications made after complete assembly of the device, concerning its geometry and axis rotation when the load is applied, evidenced good results. Device performance and wear test results can only be analysed after tests been performed.

Índice

Notação e listas de símbolos	1
Lista de tabelas.....	2
Lista de figuras	2
INTRODUÇÃO.....	5
1. ARTOPLASTIA DA PRÓTESE DA ANCA.....	8
1.1. Artrologia e próteses	8
1.2. História.....	9
1.3. Intervenção cirúrgica	11
1.4. Principais problemas e causas de falência	17
2. BIOTRIBOLOGIA E MECANISMOS DE DESGASTE	19
2.1. Mecanismos de desgaste	19
2.2. Modos de desgaste	21
2.3. Materiais.....	23
2.3.1. Metais e Ligas	23
2.3.2. Polímeros	24
2.3.3. Cerâmicos	26
2.3.4. Compósitos.....	27
2.4. Lubrificação.....	27
2.5. Influência das cargas aplicadas no desgaste	28
2.6. Objectivo	29
3. SISTEMAS DE DESGASTE E NORMALIZAÇÃO	30
3.1. Sistemas de simulação que não recriam as condições in vivo.....	30
3.2. Sistemas de simulação recreando as condições in vivo	33
3.3. Simuladores de acordo com a norma ISO/DIS 14242	36
4. PROJECTO E FABRICO DO DISPOSITIVO DE DESGASTE	39
4.1. Especificações	39
4.2. Accionamento e controlo dos eixos	42
4.2.1. Pneumática.....	43
4.2.2. Encoders	45
4.2.3. Célula de carga	45
4.3. Projecto mecânico e dimensionamento	46
4.3.1. Suporte da cabeça femoral.....	46
4.3.2. Suporte do acetábulo.....	47
4.3.3. Eixo adução – abdução (AA)	49
4.3.4. Eixo flexão – extensão (FE).....	53
4.3.5. Eixo rotação interior – exterior (RIE).....	56
4.3.6. Eixo de carga axial	58
4.3.7. Estrutura.....	59
4.3.8. Cálculo estrutural pelo método dos elementos finitos	62
4.4. Fabrico	73
5. VALIDAÇÃO DE TESTES <i>IN VITRO</i> DE DESGASTE	80
Conclusões.....	81
Desenvolvimentos futuros.....	81
Referências	82

Notação e listas de símbolos

AA	Abdução-adução
FE	Flexão-extensão
RIE	Rotação Interior-Exterior

<i>In Vitro</i>	Processo ou fenómeno estudado em laboratório
<i>In Vivo</i>	Processo ou fenómeno estudado num organismo vivo

PE	Polietileno
PTFE	Politetrafluoretileno
UHMWPE	Polietileno de ultra elevado peso molecular

f	Frequência
F	Força
n	Número de ciclos
r	Raio da cabeça femoral
T	Tempo de Ciclo

α	Ângulo FE, $\alpha > 0$ corresponde a extensão
β	Ângulo AA, $\beta > 0$ corresponde a abdução
γ	Ângulo IE, $\gamma > 0$ corresponde a rotação interna
ψ	Ângulo de inclinação da cabeça femoral

Lista de tabelas

Tabela 1 – Propriedades de aço estrutural	62
Tabela 2 – Propriedades de alumínio	62

Lista de figuras

Figura 1 - Articulação de anca humana [2].....	5
Figura 2 - Radiografia de prótese de substituição total da articulação da anca [2]	6
Figura 3 – Prótese de anca com revestimento bioactivo na sua região proximal [4] ...	6
Figura 4 – Estrutura anatómica da articulação [5]	8
Figura 5 - Desenho esquemático da prótese de substituição total da articulação da anca [2]	8
Figura 6 - Sistema digital de selecção e dimensionamento da prótese [7]	12
Figura 7 - Luxação do fémur [7]	12
Figura 8 - Exemplo de ferramentas usadas na osteotomia do pescoço do fémur [7].	13
Figura 9 - Alargamento acetabular com escareador [8].....	13
Figura 10 - Técnica de inserção de componente acetabular [8]	14
Figura 11 - Inserção do reforço acetabular e ensaio [8]	14
Figura 12 - Preparação do fémur [7]	15
Figura 13 - Verificação e ajuste da articulação [7].....	15
Figura 14 - Inserção do componente e cabeça femoral [7]	16
Figura 15 - Aspecto final da prótese de substituição total da anca [7].....	16
Figura 16 - N – número total de operações de revisão em substituições totais da articulação da anca realizadas na Suécia entre 1979 e 1990 [5]	18
Figura 17 - Desgaste Adesivo.....	19
Figura 18 – Desgaste abrasivo	20
Figura 19 – Desgaste por terceiro corpo	20
Figura 20 – Desgaste por fadiga.....	21
Figura 21 - Modos de desgaste	22
Figura 22 - Comparação das taxas de desgaste volumétrico de polímeros em ensaios realizados em simuladores de desgaste da prótese da anca [10].....	25
Figura 23 - Desgaste volumétrico para acetábulo em UHMWPE e XLPE verificados em testes in vitro [11].....	26
Figura 24 - Comparação das partículas de desgaste de UHMWPE e de XLPE [11]	26
Figura 25 - Esquema de equipamento de disco deslizante, adaptado de [15].....	30
Figura 26 - Esquema de equipamento pino-no-disco [16]	31
Figura 27 - Dispositivo pino em disco de 12 estações – CTPOD (<i>circularly translating pin on disk</i>) [16].....	31
Figura 28 - Dispositivo pino em disco de 100 estações – Super-CTPOD (<i>circularly translating pin on disk</i>) [16].....	32
Figura 29 - Dispositivo pino em placa de 2 estações, com possibilidade de movimento recíproco e de rotação sobre as amostras [17].....	32
Figura 30 – Simulador biaxial, FE+RIE+ carga dinâmica de 5 postos [17]	33
Figura 31 - Simulador Biaxial, FE+RIE + carga dinâmica de 2 postos [16].....	34
Figura 32 – Simulador do movimento de locomoção humana. Neste simulador o movimento AA é desprezado [12].....	34
Figura 33 – Simulador do movimento de locomoção MTS com 12 estações [18].....	35
Figura 34 – Simulador triaxial com 1 estação [16].....	35
Figura 35 – Simulador de desgaste de 4 graus de liberdade [18]	36

Figura 36 – Carga axial e cinemática para simuladores segundo a norma ISO/DIS 14242 [20]	37
Figura 37 – Detalhe construtivo do E-SIM Hip Simulator [19].....	37
Figura 38 – Simulador Endolab de 6 estações de acordo com a norma ISO/DIS 14242 [20]	38
Figura 39 – Ilustração da articulação artificial da anca com as direcções dos movimentos [1]	39
Figura 40 – Acetábulo de polietileno de elevada densidade reforçado com nanotubos de carbono	41
Figura 41 – Cabeça femoral típica de uma prótese da anca	41
Figura 42 – Vista geral e pormenores do accionamento com motoredutores e cames.....	42
Figura 43 – Esquema pneumático, Des. Nº 12000.....	43
Figura 44 – Unidade de tratamento de ar Festo.....	44
Figura 45 – Electroválvula proporcional Festo	44
Figura 46 – Encoders Lika	45
Figura 47 – Célula de carga AEP	45
Figura 48 – Veio de acoplamento da cabeça femoral, Des. Nº 11101.....	47
Figura 49 – Suporte da cabeça femoral, Des. Nº 11100	47
Figura 50 – Peças Nº 13012 à esquerda e Nº 13008 à direita	48
Figura 51 – Conjunto de suporte do acetábulo.....	48
Figura 52 – Eixo AA, sub-conjunto Nº11000	49
Figura 53 – Análise da capacidade do reservatório na posição limite dos eixos AA e FE	49
Figura 54 – Pormenor da fixação do suporte do acetábulo ao eixo AA e de fixação e vedação do reservatório	50
Figura 55 – Cálculo de ligação aparafusada	50
Figura 56 – Selecção e cálculo de Rolamentos	51
Figura 57 – Actuadores rotativos Festo	52
Figura 58 – Propriedades físicas do eixo AA calculadas	52
Figura 59 – Sub-conjuntos Nº 12000 e Nº 10100.....	53
Figura 60 – Pormenor de montagem do eixo AA no eixo FE, Des. Nº 10100.....	54
Figura 61 – Eixo FE nas posições – 25º e + 25º	54
Figura 62 – Propriedades físicas do eixo FE calculadas	55
Figura 63 – Cilindros ADN, Festo.....	55
Figura 64 – Eixo RIE nas posições – 12º e + 12º.....	56
Figura 65 – Pormenor de montagem do eixo RIE, Des. Nº 13000	56
Figura 66 – Sub-conjuntos Nº 14000 e Nº 10200.....	58
Figura 67 – Vista explodida do sub-conjunto de carga axial, Des. Nº 14000.....	58
Figura 68 – Bancada, sub-conjunto Nº 10400.....	60
Figura 69 – Estrutura, sub-conjunto Nº 10300	60
Figura 70 – Vista geral e pormenor da zona de ensaio do conjunto Nº 10000	61
Figura 71 – Condições fronteira do sub-conjunto Nº 10100	63
Figura 72 – Campo de tensões equivalentes de Von Mises do sub-conjunto Nº 10100	64
Figura 73 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto Nº 11100.....	64
Figura 74 – Condições fronteira da placa de topo, peça Nº 12001.....	65
Figura 75 – Campo de deslocamentos da placa de topo, peça Nº 12001	65
Figura 76 – Condições fronteira do veio, peça Nº 12003	66
Figura 77 – Campo de deslocamentos do veio, peça Nº 12003.....	66
Figura 78 – Condições fronteira do sub-conjunto Nº 10100	67
Figura 79 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto Nº 10100, versão 1	67
Figura 80 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto Nº 10100, versão 2	68

Figura 81 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto N° 10100, versão 3	68
Figura 82 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto N° 10100, versão final.....	69
Figura 83 – Condições fronteira do veio, peça N° 13003	70
Figura 84 – Campo de deslocamentos do veio, peça N°13003.....	70
Figura 85 – Condições fronteira do sub-conjunto N° 14000	71
Figura 86 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto N° 14000.....	71
Figura 87 – Condições fronteira do conjunto geral N° 10000	72
Figura 88 – Campo de deslocamentos do conjunto geral N° 10000 (Versão 1).	72
Figura 89 – Campo de deslocamentos do conjunto geral N° 10000 (Versão 2).	73
Figura 90 – Pré montagem dos sub-conjuntos N° 10300 e N° 10400.....	74
Figura 91 – Pré montagem do sub-conjunto N° 11000.....	74
Figura 92 – Pré montagem do sub-conjunto N° 11200.....	75
Figura 93 – Pré montagem sub-conjunto N° 12000.....	75
Figura 94 – Preparação da pneumática e dos componentes standardizados	75
Figura 95 – Pormenor de montagem mecânica	76
Figura 96 – Pormenor de montagem mecânica.	76
Figura 97 – Pormenor de montagem da cabeça femoral e acetábulo	77
Figura 98 – Montagem do acetábulo e verificação manual dos movimentos dos eixos.....	77
Figura 99 – Montagem mecânica geral.....	77
Figura 100 – Controlo de toleranciamento	78

INTRODUÇÃO

As articulações humanas (fig. 1) são normalmente excelentes do ponto de vista da sua tribologia, apresentam coeficientes de atrito muito baixos e as cartilagens das suas superfícies podem durar mais de 70 anos [1].

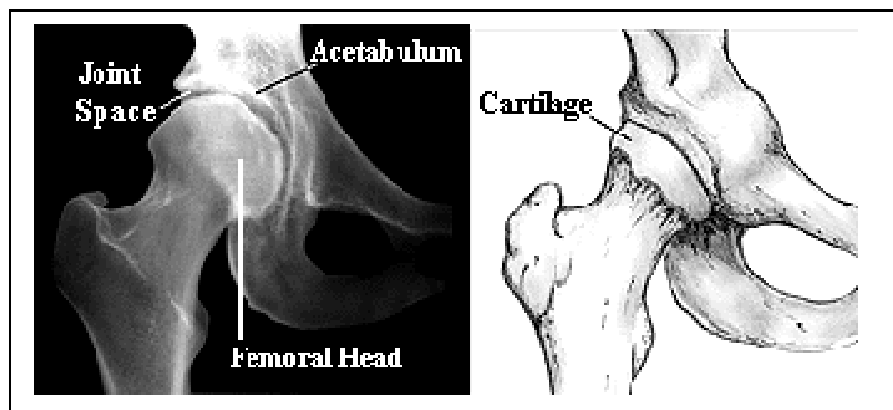


Fig. 1 –Articulação da anca humana [2].

As razões para a substituição total da anca resultam na maioria de condições que causam dor crónica e disfunção na anca – osteoartrite, artrite reumatóide, osteonecróse, artrite pós-traumática e outras formas de poliartrite, alguns tumores benignos e malignos do osso, e alguns tipos de fractura da anca [3].

A complexidade e o custo da operação de revisão da artroplastia da anca, o facto dos resultados desta serem normalmente piores do que os da operação primária, a percentagem significativa de revisões em relação ao número total de substituições da articulação da anca, a extensão progressiva da artroplastia da anca como solução para pacientes mais novos e a identificação do desgaste como um dos factores mais relevantes na durabilidade da prótese da anca tornam necessária a introdução de novos materiais, com maior resistência ao desgaste para o aumento da longevidade das substituições da articulação da anca por articulações artificiais [1,3].

A figura 2 ilustra imagens radiográficas de articulações artificiais da anca.



Fig. 2 – Radiografia de prótese de substituição total da articulação da anca [2].

O estudo e desenvolvimento de materiais resistentes ao desgaste e de equipamentos de simulação de desgaste são actualmente de prioridade para a evolução da prótese de substituição total da articulação da anca.

A figura 3 ilustra uma prótese da anca típica.



Fig. 3 – Prótese de anca com revestimento bioactivo na sua região proximal [4].

O trabalho realizado nesta dissertação teve como objectivo o desenvolvimento de um dispositivo de ensaios de desgaste de componentes acetabulares da prótese da anca.

A necessidade deste dispositivo surge no âmbito da investigação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro na área da prótese da anca e em particular do componente acetabular, com a recente concepção de acetábulos em polietileno de elevada densidade reforçado com

nanotubos de carbono. O dispositivo permitirá avaliar, de modo *in vitro*, a resistência ao desgaste destes acetábulos e compara-la com a de outros acetábulos já testados *in vivo* e *in vitro*.

No início do trabalho foi realizada a revisão bibliográfica no sentido de caracterizar a articulação da anca, a sua artoplastia e os factores relacionados com a sua falência, nomeadamente o desgaste. Foram pesquisadas as especificações de soluções aplicadas em dispositivos de simulação de desgaste existentes, bem como da norma ISO/DIS 14242 que regulamenta a concepção de dispositivos de simulação de desgaste da prótese da anca.

A dissertação está organizada pela introdução no seu início, por 5 capítulos e pelas conclusões, desenvolvimentos futuros e referências no seu final.

O capítulo 1 é dedicado à artoplastia da prótese da anca, seus principais desenvolvimentos históricos, os procedimentos cirúrgicos de implantação e as principais causas de falência.

No capítulo 2 são abordados os principais factores envolvidos no desgaste da prótese da anca.

Os diferentes tipos de dispositivos de desgaste existentes e as especificações normativas para a construção de simuladores de desgaste da prótese da anca são apresentados no capítulo 3.

No capítulo 4 são definidas as especificações do dispositivo e são descritas as opções construtivas, os cálculos estruturais, as metodologias e as ferramentas usadas na sua concepção e projecto.

O capítulo 5 resume as principais metodologias usadas na validação de testes *in vitro* de desgaste.

1. ARTROPLASTIA DA PRÓTESE DA ANCA

1.1. Artrologia e próteses

Na figura 4 é ilustrado o esquema simplificado de uma articulação humana.

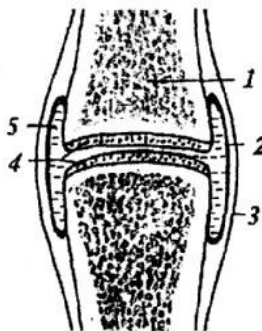


Fig.4 – Estrutura anatômica da articulação: 1 – Osso; 2- Reserva sinovial; 3- Cápsula fibrosa; 4- Cartilagem de articulação; 5- Fluido sinovial [5].

A articulação da anca é constituída pelo acetábulo pélvico e cabeça femoral, conforme figura 1, e permite a rotação simultânea em torno de 3 eixos perpendiculares. A substituição da articulação da anca (articulação artificial) deve restabelecer o mais possível o funcionamento normal da articulação. Na figura 5 é ilustrado esquematicamente a prótese de substituição total da articulação da anca.

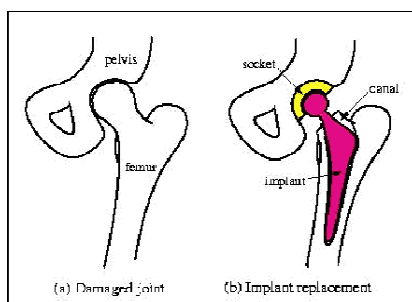


Fig. 5– Desenho esquemático da prótese de substituição total da articulação da anca [2].

1.2. História

Com base na referência [5], os passos históricos mais importantes da evolução da artroplastia da anca foram:

1890 - Th. Gluck substituiu parte da articulação da anca por uma prótese em marfim.

1894 - J.E. Pean substituiu a região proximal do ombro por uma prótese em platina, depois de obter resultados insatisfatórios em testes anteriores com implantes em aço devido a severa corrosão.

1919 - O cirurgião Francês Deblet usou uma prótese da cabeça femoral em borracha reforçada no tratamento cirúrgico de uma fratura da base da cabeça.

1927 - R. Roubineau propôs o uso de bakelite e ebonite como material para próteses unipolares da anca. Casos isolados das suas implantações resultaram em supuração.

1930 - Finais da década, estudo intensivo da reacção do organismo aos metais.

1938 - P.W. Wiles experimentou aço inoxidável na substituição dos elementos acetabular e femoral da anca com fixação por parafusos e placa.

C.S. Venable experimentou em animais uma nova liga de cromo – cobalto, chamada Vitalium com 30% de cromo, 5% de molibdénio e 65% de cobalto. Esta liga provou ser fiável e ainda é hoje usada em traumatologia e ortopedia.

1940 - A.T. Moore implantou uma endoprotese de cabeça femoral em Vitalium.

1950 - Os irmãos Judet apresentam uma prótese da anca metal-polímero. Nestas próteses verificou-se um desgaste intenso e em muitos casos a protusão da prótese no acetábulo.

1950 - No início da década E.J. Haboush foi o primeiro a usar um polímero acrílico na fixação de próteses unipolares de Vitalium.

1950 - A meio da década, a variedade de geometrias de cabeças femorais eram cerca de 50. Estas geometrias podem dividir-se em dois grupos: haste curta e haste comprida. Diferentes abordagens de fixação ao fémur eram apresentadas.

1951 - Alguns cirurgiões tentam colocar cabeças femorais de Thomson ou de Moore dentro de cúpulas hemisféricas metálicas. O atrito constante entre metal-metal resultou na acumulação de partículas de desgaste na cápsula da articulação e consequente abscesso químico.

1956 - M. Sivash desenvolve uma prótese total da anca, não separável e do tipo metal-metal. Com esta prótese K.M. Sivash conseguiu uma solução capaz de operar in vivo por um período de tempo prolongado.

Sir John Charnley, um cirurgião ortopédico, foi distinguido pelos desenvolvimentos realizados na substituição de articulações. Desenvolveu os princípios fundamentais da anca artificial e desenvolveu uma anca artificial em meados e finais da década de 1960 que continua a ser usada largamente nos nossos dias [6].

As duas ideias básicas de Charnley revolucionaram as próteses foram:

1. Implantação da articulação artificial usando cimento ósseo.
2. Obtenção de um mínimo de atrito na articulação artificial.

O uso de cimento para fixação do componente femoral permitiu uma distribuição do peso corporal mais uniformemente, assegurando maior estabilidade à endoprótese [5]. Através da diminuição do diâmetro da cabeça femoral para 22 mm foi possível uma diminuição do momento de atrito na prótese [5].

1958 – Charnley implanta pela primeira vez um componente pélvico em teflon. Embora os resultados imediatos tenham sido impressionantes, o rápido desgaste e a reacção negativa dos tecidos às partículas de desgaste levaram ao abandono deste material.

1960 – Charnley introduz o UHMWPE, polietileno de ultra elevada densidade molecular, que continua a ser o material de fricção polimérico mais fiável para próteses de articulações artificiais.

1990 – R. Mathys desenvolveu próteses com hastes metálicas com um revestimento em polímero de rigidez material semelhante á do osso e que se transformaram numa referência da indústria ortopédica, mas hoje praticamente abandonadas.

Os estudos mais recentes envolvem a concepção de novas geometrias, modos de fixação dos componentes e de diferentes soluções em relação aos materiais, nomeadamente ao UHMWPE, ligas de crómio-cobalto, ligas de aço inoxidável, alumina, zirconia e novos tipos de cerâmica à prova de impacto, bem como materiais compósitos.

1.3. Intervenção cirúrgica

Na fase de planeamento pré-operatório é realizada a escolha do tipo de prótese, suas dimensões e modos de fixação em função das radiografias da articulação a substituir e com o apoio de sistemas digitais que permitem a sobreposição dos alçados da prótese nas radiografias, de modo a garantir o restabelecimento da anatomia natural do paciente [7] (fig. 6).



Fig. 6– Sistema digital de selecção e dimensionamento da prótese [7].

No início da intervenção cirúrgica, é necessário deslocar (luxar) o fémur do acetábulo de modo a permitir o acesso e visualização adequadas da zona proximal do fémur e do acetábulo.



Fig. 7– Luxação do fémur [7].

A osteotomia do pescoço da cabeça do fêmur (fig. 8) é realizada determinando a secção de corte através de padrões ou ferramentas adequadas.



Fig. 8– Exemplo de ferramentas usadas na osteotomia do pescoço do fêmur [7].

A inserção acetabular é executada segundo a seguinte sequência [8]:

- Alargamento acetabular com escareador, até que a sua dimensão seja adequada ao componente acetabular a inserir (fig. 9).

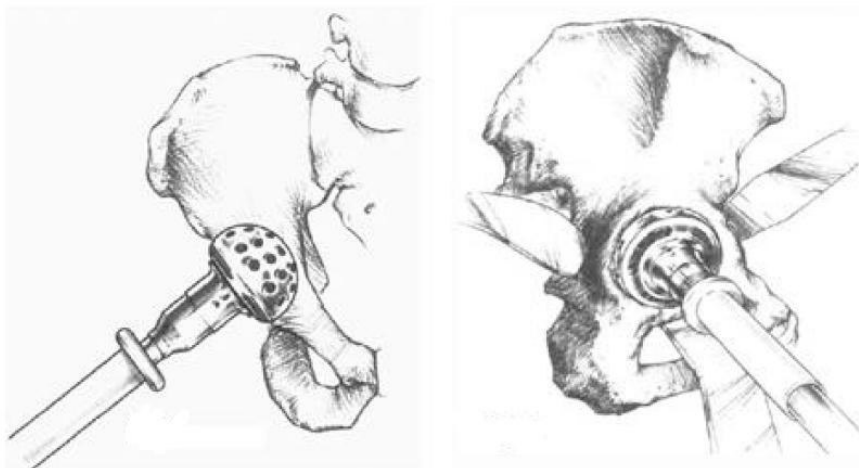


Fig. 9– Alargamento acetabular com escareador [8].

- Inserção do componente acetabular (fig. 10). Esta operação deverá ser adequada ao tipo componente de modo a garantir o seu correcto posicionamento e fixação.

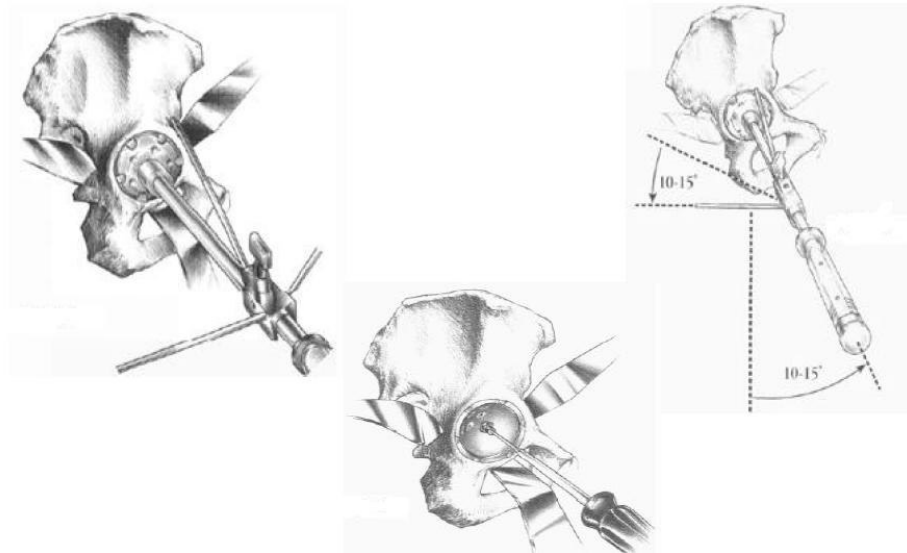


Fig. 10– Técnica de inserção de componente acetabular [8].

- A inserção acetabular termina com a colocação do reforço acetabular e verificação através da simulação dos movimentos FE, AA e RIE (fig. 11).

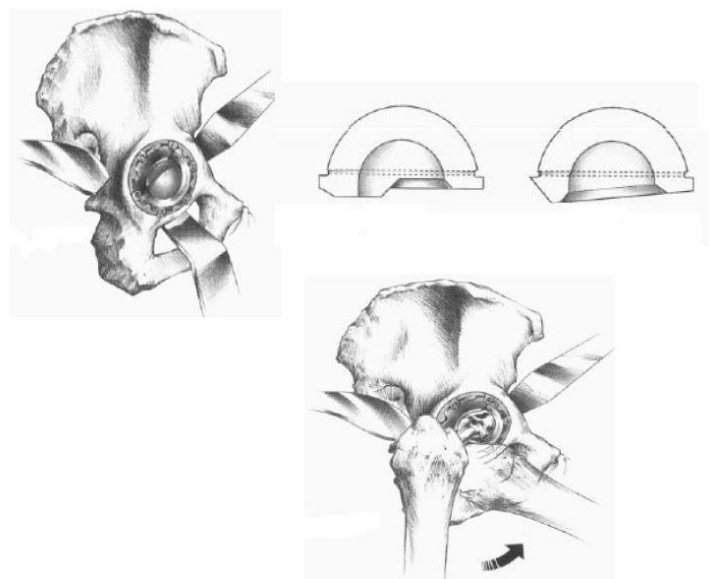


Fig. 11– Inserção do reforço acetabular e ensaio [8].

A preparação do fémur (fig. 12) é efectuada através da definição de uma referência, escareamento e mandrilagem [7].



Fig. 12– Preparação do fémur [7].

Com o mandril final posicionado, é verificada a estabilidade da articulação através do ensaio de acoplamentos da cabeça femoral com diferentes espaçamentos (fig. 13).

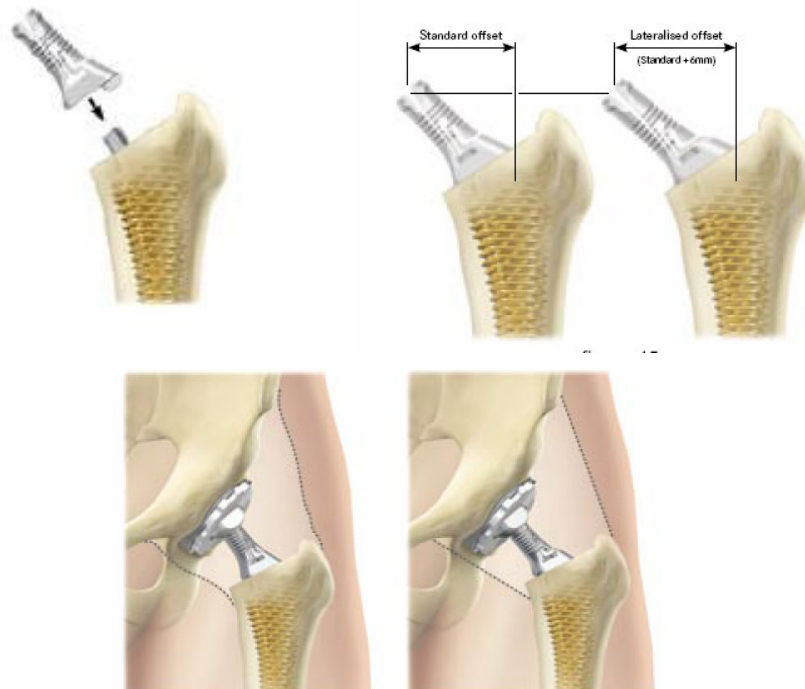


Fig. 13– Verificação e ajuste da articulação [7].

Inserção do componente femoral, de acordo com o tipo de fixação, com ou sem cimentação, de modo a garantir o seu posicionamento final (fig. 14).

Estando o componente femoral correctamente inserido, é colocada por impacto a cabeça femoral, é verificada a cinemática da articulação artificial e não havendo necessidade de nenhum ajuste pode ser concluída a operação.



Fig. 14– Inserção do componente e cabeça femoral [7].



Fig. 15– Aspecto final da prótese de substituição total da anca [7].

O procedimento de colocação da prótese de anca apresentado é adequado para a prótese especificada em [7] e [8], este poderá ser diferente em função do tipo de concepção da mesma.

1.4. Principais problemas e causas de falência

De acordo com a referência [5], a experiência clínica mostra que o sucesso das operações de implantação de próteses depende de um conjunto de factores interrelacionados. Estes factores podem ser divididos em três grupos:

1. Factores de engenharia relacionados com o design da prótese, a qualidade dos materiais escolhidos e parâmetros biomecânicos da sua colocação. Os elementos protéticos que constituem a articulação deslizante devem estar ligados de forma imóvel às zonas terminais de interface óssea de modo a restabelecer o centro de rotação da articulação natural. Características como a perfeição técnica da prótese e a fiabilidade da fixação dos seus elementos são de grande importância.
2. A operação cirúrgica, desde a selecção do tipo de prótese, da sua dimensão e dos meios de fixação, a partir das radiografias da articulação a substituir, a todo o processo clínico da intervenção. Estando o seu sucesso largamente dependente da experiência do cirurgião.
3. Aspectos biológicos da prótese incluindo a biocompatibilidade dos implantes, mecanismos biofísicos da fixação primária sólida e osteointegração secundária dos componentes da prótese, a cinética de geração de partículas de desgaste e a sua toxicidade. A duração da prótese depende da distribuição de carga nos locais de fixação, zonas de contacto e materiais dos seus componentes.

A reacção do organismo em relação à implantação primária da prótese desenvolve-se do seguinte modo [5]:

1. Surge uma cápsula fibrosa no contacto do implante com os tecidos vivos;
2. Sob cargas cíclicas, a quando da locomoção, a cápsula vai aumentando de espessura e separa o implante do osso; por conseguinte formam-se produtos de desgaste da prótese;
3. Ocorre reabsorção de tecido ósseo, desenvolve-se uma inflamação asséptica agravada pelas partículas de desgaste; a cápsula fibrosa afasta os tecidos que

envolvem o implante formando um meio de protecção; nesta fase a prótese já não está estável;

4. Ocorre destruição e lise do tecido ósseo, osteólise, que é um pré-requisito para a revisão da prótese.

Ainda segundo a referência [5], o número de operações de revisão é proporcional ao número de operações primárias da prótese da anca.

A maior parte das operações de revisão devem-se à instabilidade da prótese causada por libertação asséptica dos seus componentes. Numa proporção inferior, estas também podem ser causadas por outros factores como supuração, erros de cirurgia ou luxações recorrentes, fadiga dos componentes da prótese e fractura do osso femoral ou pélvico (Fig. 16).

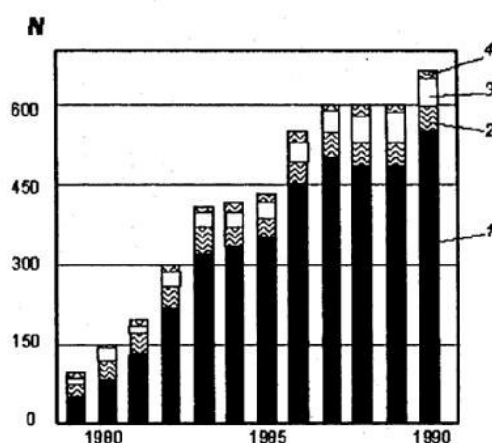


Fig. 16 – N – número total de operações de revisão em substituições totais da articulação da anca realizadas na Suécia entre 1979 e 1990. 1 – Instabilidade asséptica, 2- Supuração, 3- Erros de cirurgia, 4- Outras causas [5].

Havendo mais do que uma explicação para o processo de osteólise e laxação da prótese, as partículas de desgaste surgem sempre como um factor importante de aceleração do processo. Sendo por isso de primordial importância para o prolongamento da vida da prótese o estudo do desgaste.

2. BIOTRIBOLOGIA E MECANISMOS DE DESGASTE

As articulações humanas consistem em tecidos biológicos menos resistentes que os actuais materiais estruturais usados nas próteses, mas apresentam maior resistência ao desgaste. A diferença mais notória da prótese em relação à articulação natural está nos mecanismos de lubrificação que são significativamente diferentes [5].

2.1. Mecanismos de desgaste

Desgaste adesivo

O desgaste adesivo ocorre quando as forças atômicas existentes entre os materiais de duas superfícies sob carga relativa são mais fortes que as propriedades inerentes aos materiais de ambas as superfícies.

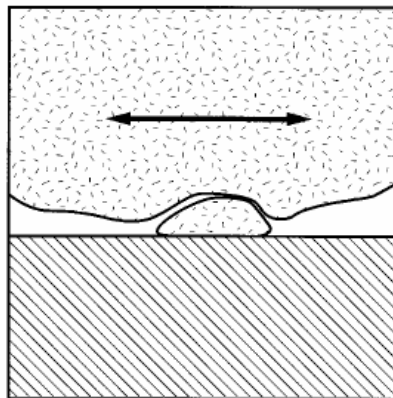


Fig.17 – Desgaste adesivo

Em articulações ortopédicas, o desgaste adesivo ocorre normalmente quando pequenas porções da superfície em polietileno aderem à superfície metálica de escorregamento que se lhe opõe [3].

Desgaste abrasivo

Desgaste abrasivo ocorre entre superfícies de diferentes durezas relativas. Num mecanismo de desgaste abrasivo, regiões de micro-rugosidades e pequenas inclusões na superfície mais dura inserem-se localmente na superfície de menor

dureza. O desgaste abrasivo resulta na remoção do material menos duro do entalhe criado pela inclusão durante o movimento da superfície mais dura [3].

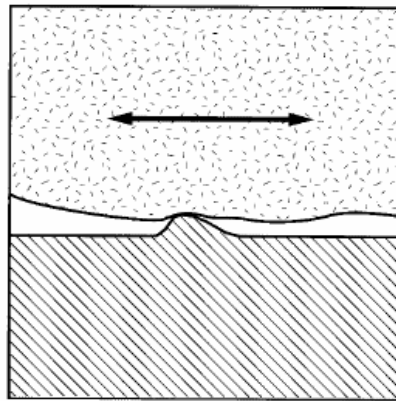


Fig. 18– Desgaste abrasivo

Desgaste por terceiro corpo

Desgaste por terceiro corpo é uma forma de desgaste abrasivo que ocorre quando uma partícula dura fica embebida na superfície menos dura [3].

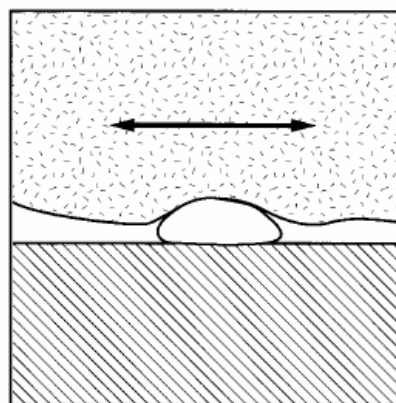


Fig. 19– Desgaste por terceiro corpo

Num ambiente fisiológico as partículas de desgaste, de polímero, metal ou cerâmica podem ficar retidas entre as superfícies em movimento causando desgaste designado por terceiro corpo, que normalmente causa taxas de desgaste significativamente maiores que as de desgaste entre os dois corpos [6].

Fadiga

Desgaste por fadiga ocorre quando as tensões de corte ou deformações cíclicas da superfície ou sub-superfície do material de menor dureza de uma articulação excedem o limite de fadiga desse material.

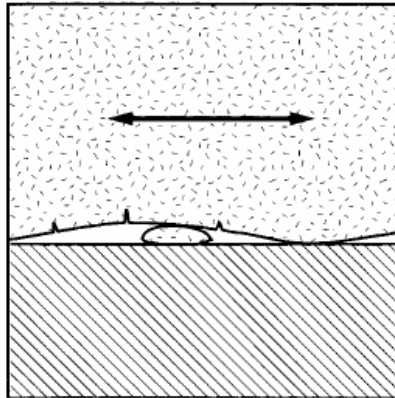


Fig. 20 – Desgaste por fadiga

Em endoproteses com acetábulo em polietileno, este é o material menos duro do par da articulação, a fadiga por desgaste do componente de polietileno é dominante. Sob condições de carga cíclica, podem ocorrer delaminação da sub-superfície e fissuração e consequente liberação de partículas de polietileno [3].

Desgaste por corrosão e fadiga corrosiva

Desgaste por corrosão é um mecanismo de desgaste indirecto, uma forma de desgaste por terceiro corpo, onde os resíduos libertados por corrosão actuam como terceiro corpo. A corrosão resulta na libertação de metal e falha mecânica do componente [6]. A fadiga corrosiva deve-se à carga cíclica no ambiente fisiológico do corpo humano.

2.2. Modos de desgaste

O desgaste é classificado em 4 modos, dependendo da sua localização. Segundo as referências [3,9], estes modos são caracterizados conforme abaixo se descreve e ilustrado esquematicamente na figura 21.

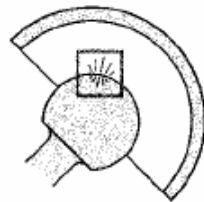
Modo 1: refere-se ao atrito entre as superfícies de contacto primárias do acetábulo e da cabeça femoral, previstas para o efeito na concepção da prótese.

Modo 2: refere-se à articulação entre a superfície de articulação primária de um dos componentes da prótese e uma superfície do seu par que não foi concebida como superfície de contacto.

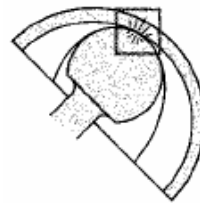
Modo 3: é a articulação entre as superfícies de contacto primárias na presença de componentes estranhos como partículas de cimento, de osso ou resultantes do desgaste da própria articulação artificial.

Modo 4: é uma articulação entre duas superfícies secundárias não previstas como superfícies de contacto.

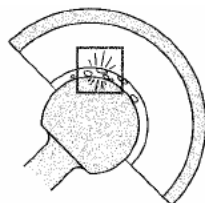
O modo 1 é essencial para que o implante funcione correctamente, no entanto os outros modos não intencionais são resultantes dos materiais da prótese, da sua geometria, de factores relacionados com a sua implantação e da carga cíclica de fadiga a que a articulação é submetida.



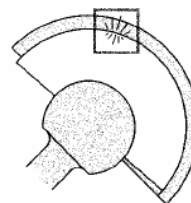
Modo de Desgaste 1



Modo de Desgaste 2



Modo de Desgaste 3



Modo de Desgaste 4

Fig. 21– Modos de Desgaste [3].

2.3. Materiais

Os órgãos e articulações artificiais são corpos estranhos ao sistema vivo. Na selecção de biomateriais propriedades como a sua resistência dos mesmos e a sua biocompatibilidade, infecção, rejeição biológica, desgaste, atrito e corrosão devem ser tidos em consideração [6].

Entre as propriedades dos materiais com interesse deve referir-se a dureza, rugosidade, e capacidade de resistir à formação de partículas e os seus tamanhos [9].

As próteses modernas aplicam praticamente todo o tipo de materiais, metais, polímeros, cerâmicos e compósitos na sua construção. Desde princípios da década de 1990, os materiais compósitos têm vindo a ser desenvolvidos como materiais bio-imitativos, simulando a estrutura e propriedades dos tecidos naturais [5].

A Comunidade Europeia adoptou três documentos de base chamados “Directivas Europeias de Equipamentos Médicos” contendo os requisitos de materiais para próteses de modo a minimizar os riscos para a saúde e segurança dos pacientes [5].

2.3.1. Metais e Ligas

Inicialmente os componentes eram em aço inoxidável, mas rapidamente evoluíram para ligas cobalto-crómio-molibdenio devido ao elevado atrito e rápido aumento de folga verificado nos pares em aço inoxidável. Aplicações em ligas de titânio estão actualmente a aumentar devido ao seu módulo elástico que é mais reduzido, superior biocompatibilidade e melhor resistência à corrosão que as outras ligas metálicas [6].

Os materiais metálicos para próteses de articulações estão divididos em dois grupos principais [5]:

1. Ligas de cobalto de fundição

O principal processo de fabricação de componentes a partir deste material é o de fundição com molde em cera perdida em ar.

Devido à sua elevada rigidez, resistência ao desgaste e por possibilitar um polimento perfeito da sua superfície é o material usado na maioria das cabeças femorais.

Entre 1950 – 1960 este material foi usado em hastes femorais, no entanto verificou-se frequentemente a sua fratura devida à sua reduzida resistência à fadiga.

2. Ligas de titânio, cobalto ou aço inoxidável de forjagem

Os processos usados na conversão destas ligas em produtos finais são a laminagem, a forjagem e a estampagem.

Ligas de titânio e titânio puro têm sido usadas em hastes e acetábulos desde 1970 devido à sua elevada resistência mecânica e biocompatibilidade.

2.3.2. Polímeros

A principal vantagem dos polímeros é o seu baixo coeficiente de atrito, no entanto estes apresentam alguns problemas no que concerne a resistência ao desgaste e aos efeitos causados pelas suas partículas de desgaste.

Os implantes de polietileno têm elevada susceptibilidade ao desgaste e podem provocar a osteólise, uma das principais causas de insucesso na artroplastia total da anca [9].

O PTFE usado originalmente por Sir John Charnley não apresentou propriedades satisfatórias em relação ao desgaste e nesse sentido foi descontinuada a investigação sobre este material.

O polietileno de ultra elevado peso molecular, UHMWPE, apresenta-se hoje como sendo o melhor material de contacto para articulações com metal e cerâmica. A taxa de desgaste deste material é muito inferior à do PTFE.

Baseado nas publicações de Charnley sobre o desgaste do PTFE, a taxa volumétrica de desgaste clínico do mesmo ronda pelo menos 13 vezes mais que a do UHMWPE [10], em relação valores de desgaste gravimétrico, como se pode constatar na fig. 22, o UHMWPE apresenta propriedades de resistência ao desgaste significativamente melhores que outros polímeros.

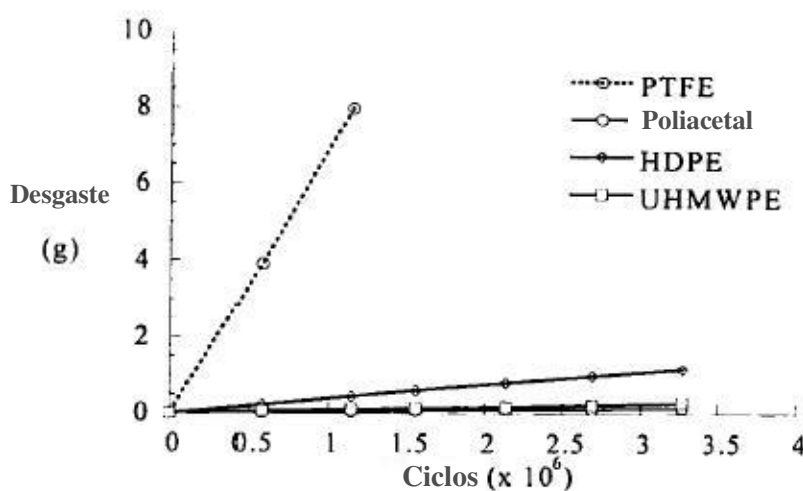


Fig. 22– Comparação das taxas de desgaste volumétrico de polímeros em ensaios realizados em simuladores de desgaste da prótese da anca [10].

Este tipo de polietileno é mais resistente ao desgaste que outros tipos porque a estrutura do UHMWPE é entre 45% a 65% menos cristalina que outros tipos de polietileno, resultando num material mais dúctil [9].

Os acetábulos em UHMWPE podem ser obtidos por diferentes processos e podem ser sujeitos a diferentes tipos de tratamentos bioquímicos e esterilizações.

A actual investigação tem sido centralizada no desenvolvimento de polietileno de ligações cruzadas (XLPE), porque permite uma melhor resistência ao desgaste quando comparado com o UHMWPE convencional [11] (fig. 23).

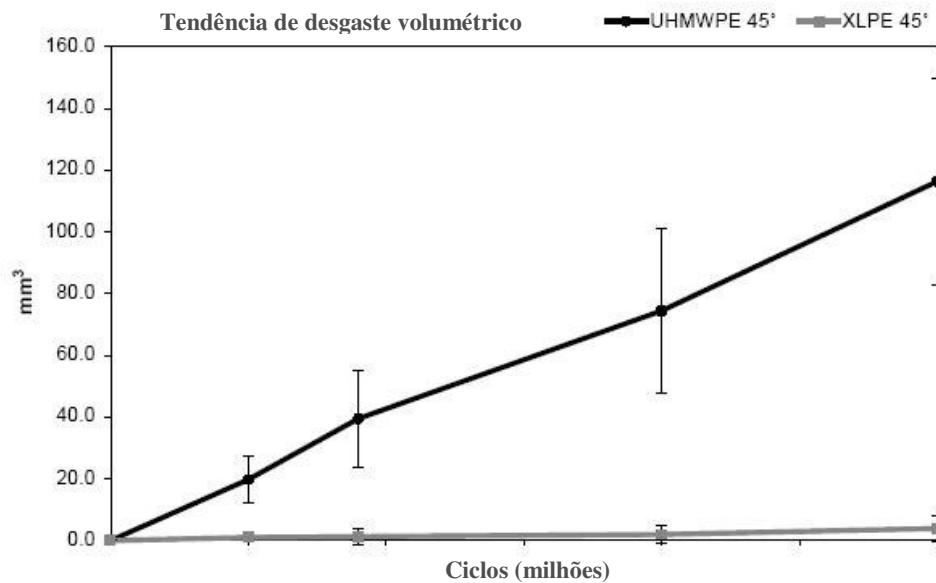
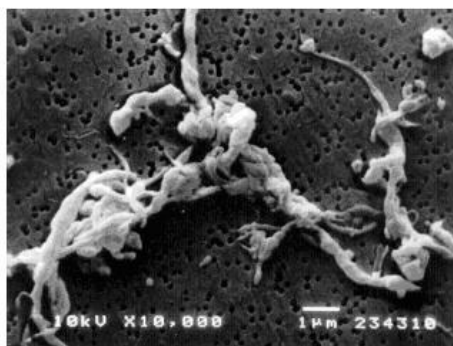


Fig. 23 - Desgaste volumétrico para acetábulos em UHMWPE e XLPE verificados em testes *in vitro* [11].



(a)



(b)

Fig. 24 – Comparação das partículas de desgaste de (a) UHMWPE e de (b) XLPE [11].

2.3.3. Cerâmicos

O uso alargado de materiais cerâmicos em próteses começou na década de 1990 [5]. Entre as suas vantagens estão a sua elevada estabilidade química, rigidez, deformação insignificante quando em carga, elevada resistência ao desgaste, durabilidade e resistência ao envelhecimento em ambiente biológico. A sua maior

desvantagem é ser frágil, tornando o seu comportamento imprevisível sob carga [5].

Os principais componentes fabricados em cerâmica são cabeças femorais e casquilhos de reforço do acetábulo.

2.3.4. Compósitos

Materiais compósitos têm sido usados em próteses com a finalidade de obter implantes com uma elasticidade semelhante à do tecido ósseo [5].

Testes efectuados em componentes acetabulares em material compósito à base de polímeros reforçados com diferentes percentagens de kevlar e fibra de carbono demonstraram melhores propriedades mecânicas e tribológicas quando comparados com as de polímeros convencionais e uma melhoria significativa da biocompatibilidade [12].

Casquilhos de amortecimento em material compósito foram desenvolvidos para criar uma fina camada na superfície de articulação. Esta camada em material de baixo módulo de elasticidade pode deformar-se macroscópica e microscopicamente mantendo um filme de lubrificação entre as superfícies de escorregamento [13]. Testes em simuladores fisiológicos da anca revelaram taxas de desgaste desprezáveis, mas serão necessários mais estudos para uma melhor caracterização desta solução.

2.4. Lubrificação

Nas articulações naturais ocorre uma forma específica de lubrificação hidrodinâmica, assim denominada porque o movimento dinâmico das zonas de escorregamento produzem uma camada aquosa, sínovia, que separa e protege os pontos de contacto.

O regime de lubrificação resulta na capacidade das articulações naturais operarem sob uma vasta gama de condições desde cargas elevadas e baixa velocidade até cargas reduzidas e elevada velocidade e situações de repouso para movimento nas mais severas sem dano da articulação. Nas articulações

artificiais a lubrificação é efectuada por um regime misto de filme fluido e contacto sólido-sólido [6].

Estudos experimentais recentes mostram que o atrito é reduzido significativamente para superfícies onduladas ou com outros padrões de relevo. Estes dados reflectem hipoteticamente o facto destas superfícies actuarem com reservatório de lubrificante e de reterem as partículas de desgaste minimizando os efeitos de desgaste de terceiro corpo. No entanto, são necessários mais estudos simulando as condições *in vivo* de modo a comprovar tais resultados [14].

O facto de nas próteses não ser possível simular os campos eléctricos e magnéticos existentes no campo biofísico natural das articulações, não é possível obter os mecanismos de baixo atrito relacionados com a optimização da estrutura e características tribológicas do componente líquido-cristalino da sínovia [5].

2.5. Influência das cargas aplicadas no desgaste

Enquanto a maioria das partículas de desgaste produzidas pelo componente acetabular têm um tamanho inferior a um micrometro e frequentemente apresentam a forma de partícula ou de fibra, resíduos de desgaste muito maiores e em forma de flocos finos são produzidos pelo componente da tíbia [14].

Análises relativas às tensões lineares elásticas usando métodos de elementos finitos mostraram que enquanto a tensão principal máxima no UHMWPE, durante a locomoção, é normalmente inferior a 10 MPa para uma substituição total da anca, pode atingir valor tão elevados como 45 MPa para a substituição total do joelho. Este último valor ultrapassa a tensão de cedência do UHMWPE (~ 20-25 MPa) [14].

Dependendo da intensidade da carga aplicada, a deformação plástica pode ou não alastrar até ao núcleo do material de dureza inferior [14]. Resultados experimentais revelaram a existência de um processo microscópico de desgaste de superfície e um processo macroscópico de desgaste sob a superfície para o UHMWPE. Para condições de carga pré-definidas, a transição entre os dois

processos de desgaste depende de modo crítico das propriedades mecânicas do UHMWPE [14].

A duração e intensidade são dois factores importantes que estão relacionados com a articulação e afectam as taxas de desgaste. Foi mostrado que o aumento de velocidade de corrida resulta num aumento da taxa de desgaste. Condições mais duras também aumentam as taxas de desgaste em comparação com situações mais suaves [9]. Pouca atenção tem sido dada às propriedades dinâmicas, no entanto os materiais estão expostos a condições de carga dinâmicas [3]. As diferenças entre as condições de carga dinâmicas reais e as usadas em simuladores podem traduzir-se em discrepâncias entre o desgaste de simulações *in vitro* e *in vivo*.

2.6. Objectivo

O objectivo a longo termo da engenharia é desenvolver um material (superfície) que não produza partículas de desgaste biologicamente prejudiciais nas condições fisiológicas que prevalecem nas articulações artificiais da anca e do joelho [6]. Neste sentido, no âmbito do projecto POCI/EME/56040/2006, investigadores do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro encontram-se actualmente a desenvolver um novo material, polietileno de elevado peso molecular reforçado com nanotubos de carbono, com características de desgaste superiores à do polietileno usado nas próteses da anca e pratos tíbiais de próteses do joelho.

3. SISTEMAS DE DESGASTE E NORMALIZAÇÃO

Neste capítulo são abordados os principais tipos de simuladores usados em ensaios de desgaste na investigação de biomateriais e da biotribologia.

No CD em anexo (\Filmes de simuladores), encontram-se alguns filmes de funcionamento de alguns simuladores.

3.1. Sistemas de simulação que não recriam as condições *in vivo*

Estes equipamentos não visam recriar as condições *in vivo*, destinam-se a determinar o desgaste que ocorre quando dois materiais são colocados em contacto em condições de velocidade de deslizamento e tensões semelhantes às do corpo humano.

Este tipo de equipamento tem a vantagem do baixo custo e simplicidade das amostras usadas, bem como a utilização de postos múltiplos permitindo a redução do tempo de ensaios e ensaiar em simultâneo um conjunto de situações diferentes sob condições de ensaio iguais.

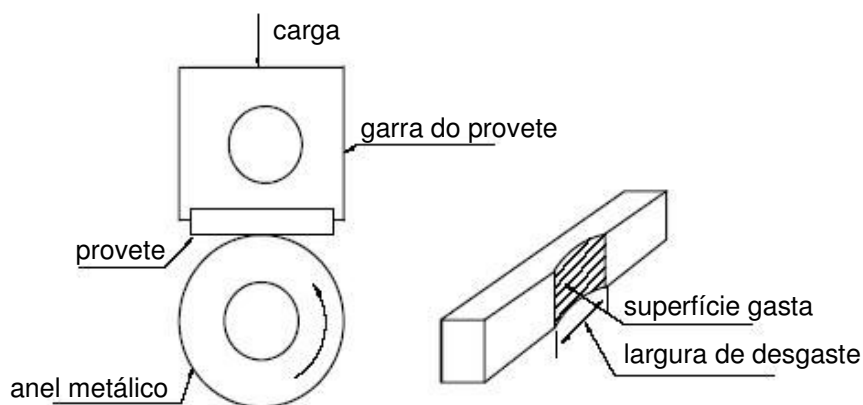


Fig. 25 – Esquema de equipamento de disco deslizante (adaptado de [15]).

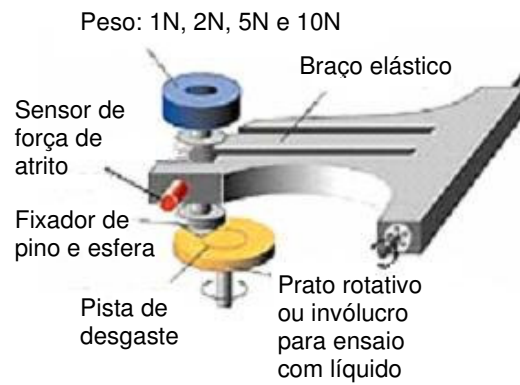
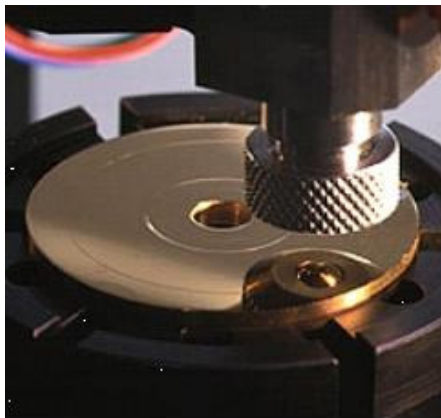


Fig. 26 – Esquema de equipamento pino-no-disco [16].



Fig. 27 – Dispositivo pino em disco de 12 estações – CTPOD (*circularly translating pin on disk*) [16].



Fig. 28 – Dispositivo pino em disco de 100 estações – Super-CTPOD (*circularly translating pin on disk*) [16].

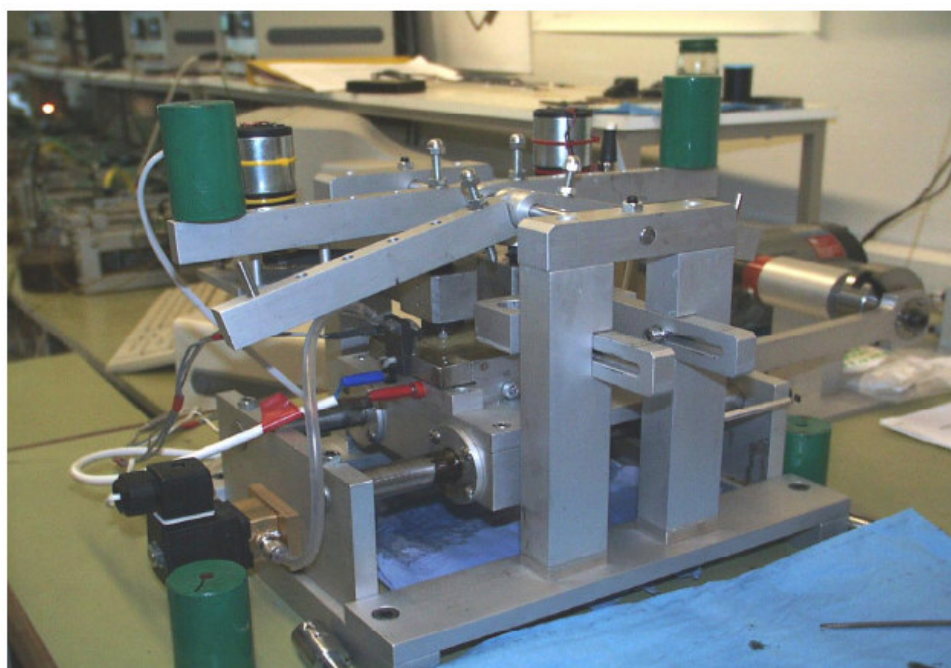


Fig. 29 – Dispositivo pino em placa de 2 estações, com possibilidade de movimento recíproco e de rotação sobre as amostras [17].

3.2. Sistemas de simulação recreando as condições *in vivo*

Existem diversos simuladores que tentam recrear parcialmente ou totalmente as condições de contacto *in vivo*. Factores como a carga dinâmica aplicada, o deslocamento multidirecional das superfícies de contacto ou a lubrificação são muito importantes para conseguir que os mecanismos de desgaste nos ensaios *in vitro* se aproximem dos mecanismos de desgaste da prótese da anca *in vivo*.

Esses sistemas usam como amostras as próteses e acetabulos aplicados em condições *in vivo* ou que estão em desenvolvimento e nesse sentido podem simular os ciclos cinemáticos e dinâmicos aplicados, bem como as condições de lubrificação de um modo mais ou menos aproximado de acordo com cada solução, sendo que nenhum sistema consegue a recreação total das condições *in vivo*.

Simuladores biaxiais



Fig. 30 – Simulador biaxial, FE+ RIE + carga dinâmica de 5 postos [17].

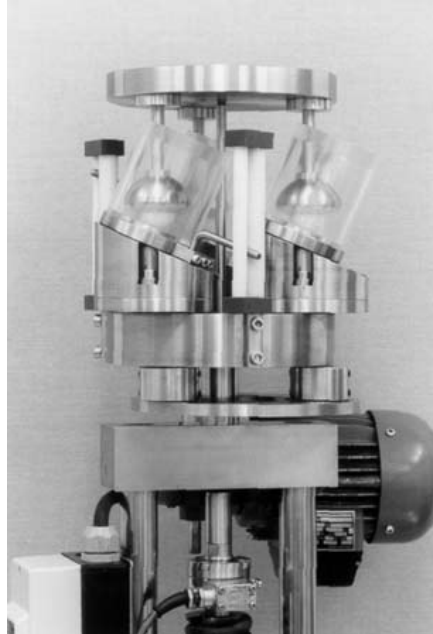


Fig. 31 – Simulador Biaxial, FE+ RIE + carga dinâmica de 2 postos [16].

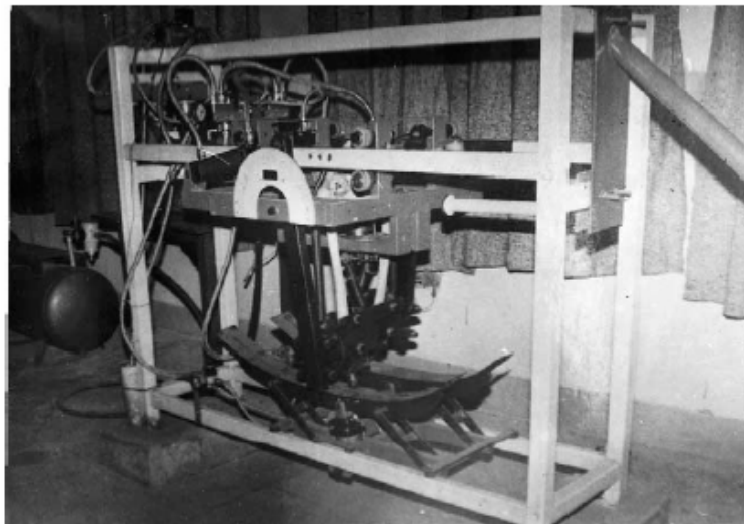


Fig. 32– Simulador do movimento de locomoção humana. Neste simulador o movimento AA é desprezado [12].



Fig.33 – Simulador do movimento de locomoção MTS com 12 estações [18].

Estes simuladores efectuam a imitação dos movimentos e cargas sobre a articulação da anca durante o ciclo típico de locomoção. Este tipo de simuladores são soluções de compromisso entre simuladores do tipo pino-no-disco e simuladores que pretendem recrear as condições *in vivo* de um modo mais abrangente.

Simuladores triaxiais

Os simuladores triaxiais com movimentos não independentes, como o ilustrado na figura 34, simulam mais realisticamente os movimentos *in vivo*, mas têm limitações quanto ao tipo de ciclo dinâmico realizado.

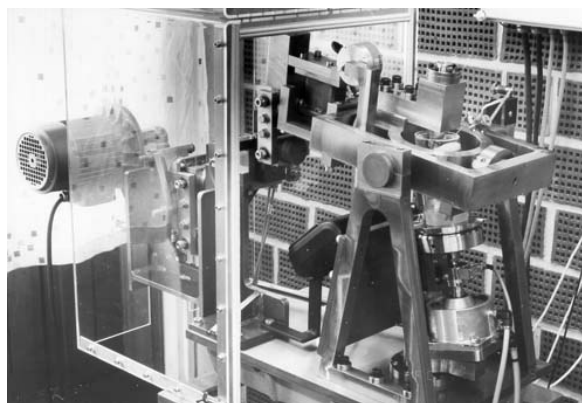


Fig. 34 – Simulador triaxial com 1 estação [16].

Simuladores de movimentos independentes e configuráveis permitem a realização de testes com diferentes parâmetros de movimentos e de cargas. O simulador da figura 35, permite a realizar ciclos de caminhar, subir ou descer escadas e de sentar/levantar de uma cadeira.

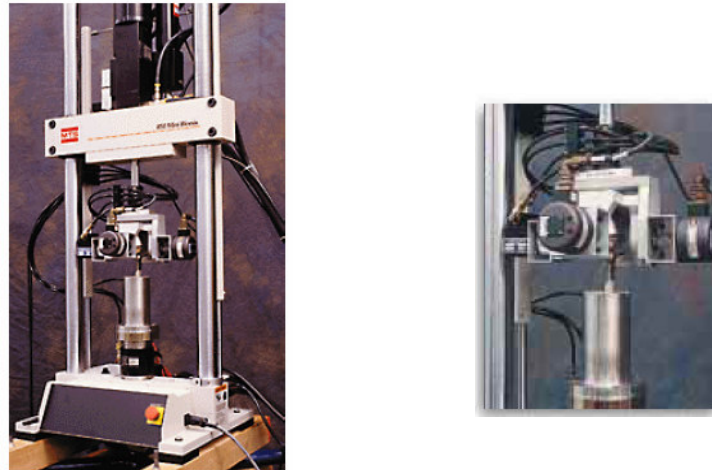


Fig. 35 – Simulador de desgaste de 4 graus de liberdade [18].

3.3. Simuladores de acordo com a norma ISO/DIS 14242

Segundo as referências [19] e [20], esta norma foi finalmente aceite pelos membros do comité ISO. Referencias normativas anteriores como a ISO TR 9325 e 9326 permitiam configurações de teste múltiplas resultando frequentemente em resultados não comparáveis.

Correspondendo ao propósito geral de referências normativas, as cargas, movimentos e condições de lubrificação são agora descritos em detalhe.

Especificações de Simuladores segundo a Norma ISO/DIS 14242:

- Três eixos de movimento independentes.
- Direcção da carga vertical e constante em relação ao acetábulo.
- O acetabulo deve ser orientado na posição anatómica em relação à cabeça femoral, com um ângulo de inclinação de 45°.

- Carga axial e cinemática de acordo com a figura 36.
- Frequência de ensaio de 1Hz.
- Duração do ensaio de 5 000 000 ciclos.
- Inspeção a cada 500 000 ciclos com substituição do líquido lubrificante.
- Medição do desgaste por gravimetria, perda de peso do acetábulo, ou alternativamente por medição do volume através de equipamento tridimensional de alta precisão.

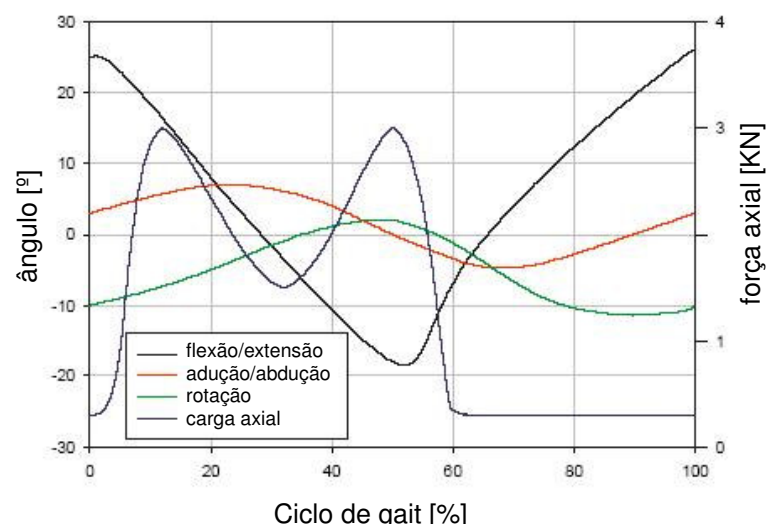


Fig. 36 – Carga axial e cinemática para simuladores segundo a norma ISO/DIS 14242 [20].

A figura 37 e 38 ilustram respectivamente um pormenor construtivo dos eixos AA, FE e RIE e a vista geral de um simulador com 6 postos de ensaio, ambos concebidos segundo esta norma.

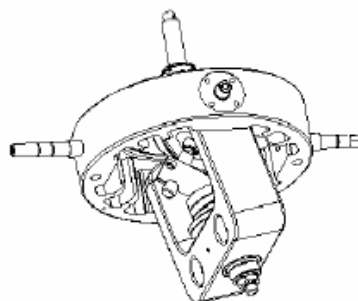


Fig.37 – Detalhe construtivo do E-SIM Hip Simulator [19].



Fig. 38 – Simulador Endolab de 6 estações de acordo com a norma ISO/DIS 14242 [20].

4. PROJECTO E FABRICO DO DISPOSITIVO DE DESGASTE

4.1. Especificações

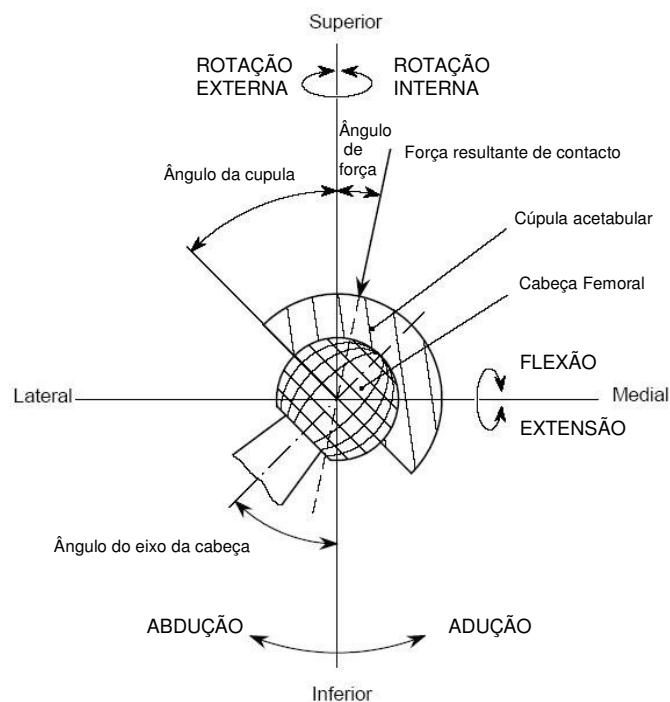


Fig. 39 – Ilustração da articulação artificial da anca com as direcções dos movimentos (adaptado de [1]).

Da análise das especificações da Norma ISO/DIS 14242, bem como da investigação realizada referente às especificações de simuladores existentes no mercado [18,19, 20,21], foram definidas as seguintes condições para o projecto:

Carga axial

Ângulo de inclinação do acetábulo de $\psi = 45^\circ$

F máx = 4500 N.

Rotação interior-exterior

Amplitude máx. $\pm 11^\circ$

Binário de 5 N.m

Abdução-adução

Amplitude máx. $\pm 7^\circ$

Binário de 5 N.m

Flexão-extensão

Amplitude máx. $\pm 25^\circ$

Binário de 10 N.m

Os três eixos de rotação serão independentes.

Durante o ensaio, a cabeça do componente femoral e o acetábulo deverão estar submersos em líquido lubrificante (soro fisiológico por exemplo).

A frequência dos ensaios deverá ser de 1 Hz durando cada ensaio 5×10^6 ciclos, ou seja, em funcionamento em contínuo, a duração de um ensaio será de 1389 horas, aproximadamente 58 dias.

Acetábulo

Os acetábulos a ensaiar foram desenvolvidos na Universidade de Aveiro (projecto POCI/EME/56040/2004), com as seguintes características:

- Material – Polietileno de elevada densidade reforçado com nanotubos de carbono.
- Dimensões – \varnothing int. 32 mm, \varnothing ext. 34 mm
- Modo de Fixação – cimentado.



Fig. 40 – Acetábulo de polietileno de elevada densidade reforçado com nanotubos de carbono.

Cabeça femoral

A cabeça femoral a ensaiar terá as seguintes características:

- Dimensões – Ø 32 mm.
- Modo de Fixação – cone normalizado de 12/14.



Fig.41 – Cabeça femoral típica de uma prótese da anca.

4.2. Accionamento e controlo dos eixos.

Em termos de projecto, foram analisadas as seguintes possibilidades para o accionamento: motoredutores e cames, hidráulica proporcional, servo motores e pneumática proporcional.

A solução de motoredutores e cames (fig. 42) foi preterida devido à falta de flexibilidade, uma vez que os movimentos dos eixos ficariam limitados à configuração das respectivas cames. A animação do movimento do eixo AA com esta solução pode ser vista em formato digital, no CD em anexo (Simulador\Simulação dinâmica 3D\ Came 1).

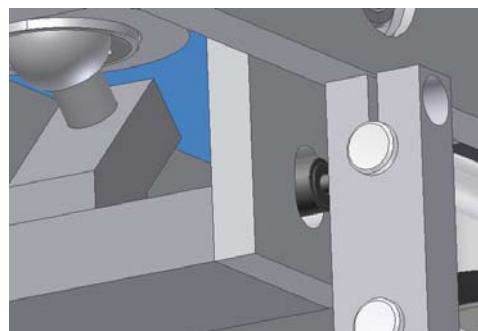
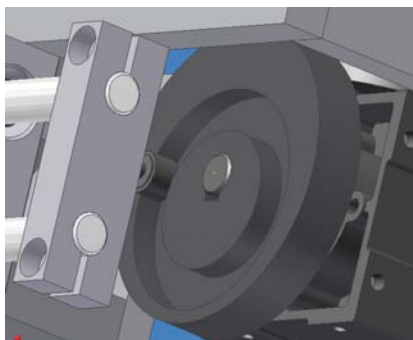
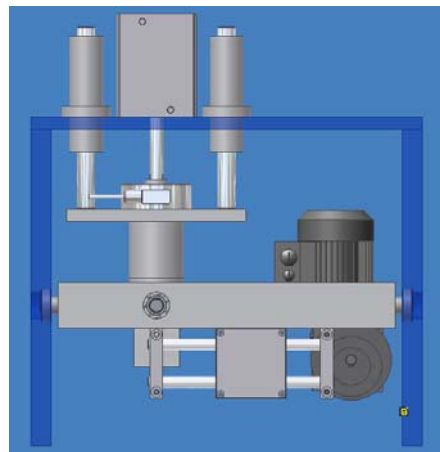


Fig. 42 – Vista geral e pormenores do accionamento com motoredutores e cames.

As soluções de accionamento por hidráulica proporcional e servo motores foram também excluídas devido aos elevados custos estimados.

A solução escolhida foi a de pneumática proporcional com controlo por célula de carga para a carga axial e com controlo por encoders para os eixos RIE, AA e FE.

4.2.1. Pneumática

Foi seleccionado equipamento pneumático da marca FESTO devido às soluções que disponibiliza na área da pneumática proporcional e às aplicações já desenvolvidas com este equipamento no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

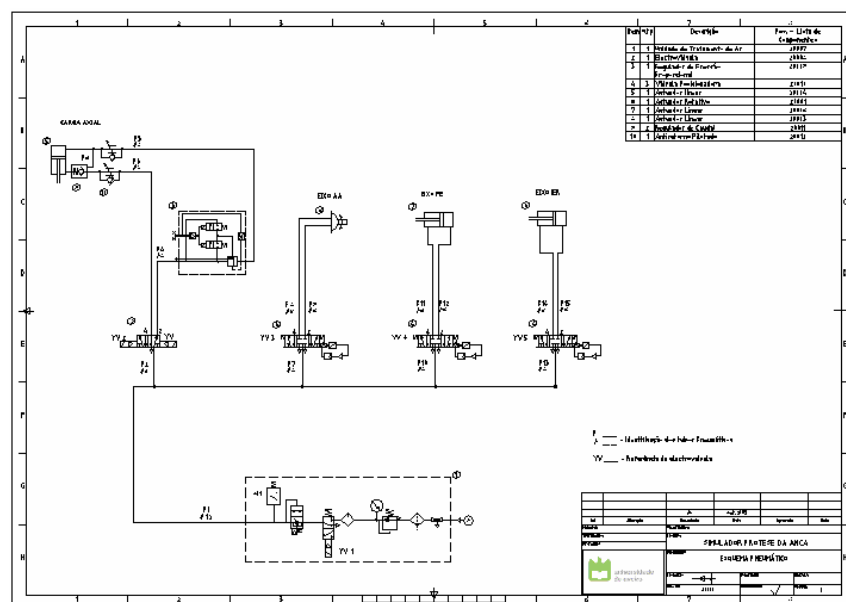


Fig. 43 – Esquema pneumático, Des. Nº 12000.

Com base nas características funcionais, predefinidas, do equipamento e no esquema pneumático (fig. 43), foram seleccionados os seguintes elementos:

- Unidade de tratamento de ar, FESTO ref.^a MSB4-1/4:C1J1M1D1A1F3-WP, (fig.44), constituída por: válvula manual de corte, filtro regulador, lubrificador, electroválvula de corte, válvula de arranque progressivo e pressostato.

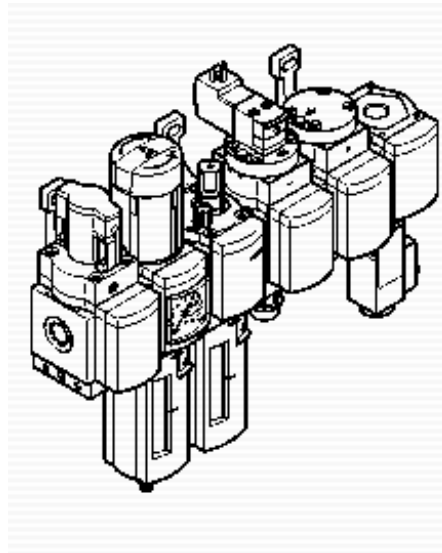


Fig. 44 – Unidade de tratamento de ar Festo.

- Electroválvulas proporcionais, FESTO ref.^a MPYE-5-1/8-HF-010-B (fig.40), que permitem variar a velocidade dos actuadores bem como inverter o sentido dos seus movimentos em função do sinal analógico de entrada.

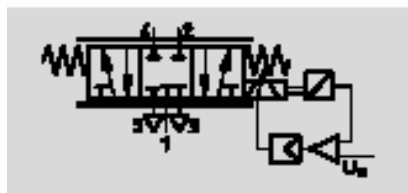


Fig. 45 – Electroválvula proporcional Festo.

A selecção dos actuadores é abordada no ponto 4.3. deste capítulo.

4.2.2. Encoders

O controlo de posição dos eixos FE, AA e RIE é efectuado por 3 encoders incrementais da marca Lika, ref.^a CK58 – H – 1024 – ZCU114 – RL4 (fig. 46).



Fig. 46 – Encoders Lika.

4.2.3. Célula de carga

Tendo em consideração o comportamento dinâmico do eixo de carga axial, foi seleccionada a célula de carga da marca AEP, ref.^a CTC405KNI15 (fig. 47).



Fig. 47– Célula de carga AEP.

4.3. Projecto mecânico e dimensionamento

O projecto foi desenvolvido usando as seguintes aplicações informáticas:

- Autodesk Inventor 10 (modelação 3D; desenhos 2D; animação cinemática e cálculo de componentes mecânicos);
- Ansys Design Space (cálculos estruturais com o método de elementos finitos).

As especificações descritas no ponto 4.1., a opção de accionamento e controlo descrita no ponto 4.2. e os pontos abaixo, constituíram a base do desenvolvimento do equipamento:

- Acessibilidade para instalação e inspecção de amostras;
- Equipamento modular com possibilidade de futuras modificações ao nível do accionamento;
- Elevada rigidez estrutural, de modo a minimizar o efeito do comportamento do equipamento nos resultados dos ensaios com parâmetros diferentes;
- Fiabilidade;
- Baixo Custo.

O projecto final, incluindo desenhos de conjunto e de subconjuntos, desenhos de pormenor de todas as peças, esquema pneumático, listas de peças e de componentes e cálculo podem ser consultados no CD em anexo (\Simulador\Projecto).

4.3.1. Suporte da cabeça femoral

Para definir a geometria da cabeça femoral, foram feitas medições com parquímetro e por pesquisa na Internet, através das referências [22, 23], obteve-se a informação necessária sobre o cone 12/14 usado em próteses da anca.

Havendo indefinições quando à geometria e variações desta entre diferentes próteses de cabeça femoral optou-se pelo fabrico de um suporte ajustado pela

amostra e de uma solução que permite o ajuste aquando da montagem para ensaio de acordo com as Fig. 43 e 44.

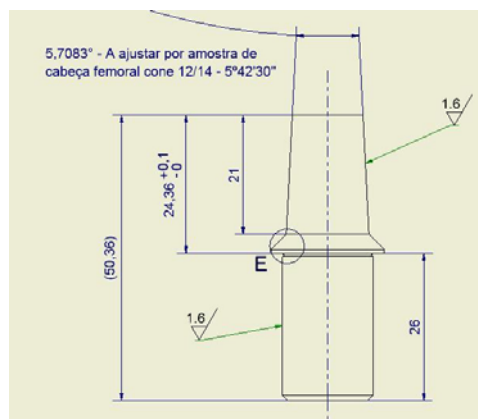


Fig. 48 – Veio de acoplamento da cabeça femoral, Des. Nº 11101.

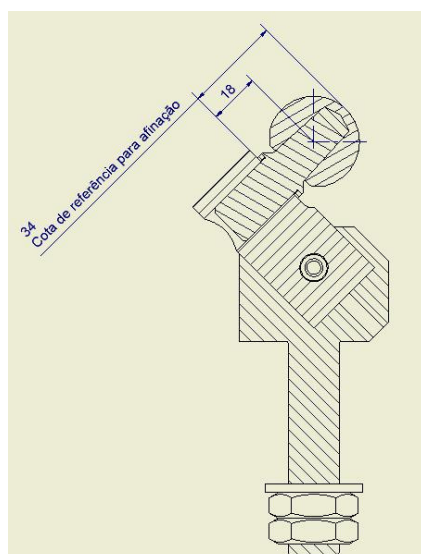


Fig. 49 – Suporte da cabeça femoral Des. Nº 11100.

Na montagem do equipamento, o ajuste da posição da cabeça femoral é de grande importância uma vez que no seu centro deverão interceptar-se os eixos FE, AA e RIE.

4.3.2. Suporte do acetábulo

Este suporte desempenha as seguintes funções:

- Posicionamento do acetábulo durante o processo de fixação através de cimento;
- Posicionamento do acetábulo em relação à cabeça femoral no equipamento;
- Transmissão do movimento do eixo RIE;
- Montagem de acetábulos e sua desmontagem para inspecções intermédias.

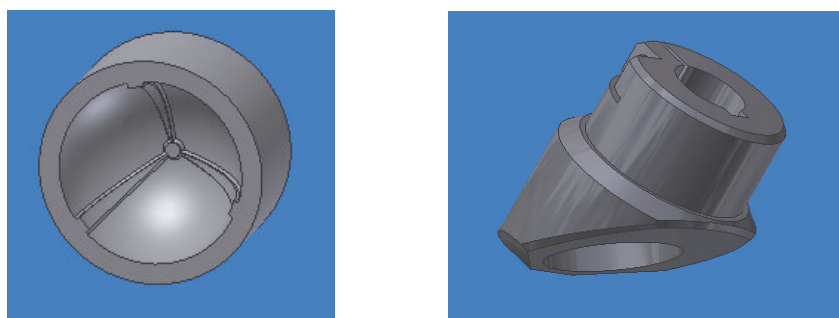


Fig. 50 – Peças Nº 13012 à esquerda e Nº 13008 à direita.

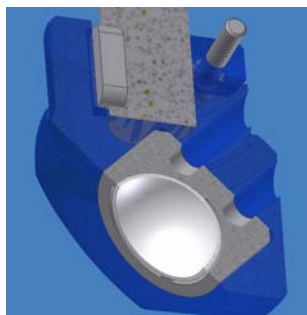


Fig. 51 – Conjunto de suporte do acetábulo.

Deste modo, o acetábulo é posicionado na peça Nº 13012 (fig. 50) durante o processo de fixação e depois da montagem no suporte Nº 13008 (fig. 50) é montado sobre a prótese da cabeça femoral e é acoplado ao veio do eixo RIE através da descida manual do eixo de carga.

O suporte do acetábulo não pode deslocar-se verticalmente, acoplado ao eixo de carga, porque estando o acetábulo numa posição de $\psi = 45^\circ$, haveria nesse movimento uma interferência entre os componentes femoral e acetabular da prótese.

4.3.3. Eixo adução – abdução (AA)

O eixo AA (fig. 52, 53 e 54), para além das especificações anteriormente definidas, foi projectado de forma a permitir as seguintes funcionalidades:

- Fixação e posicionamento do suporte da cabeça femoral;
- Fixação do reservatório para líquido lubrificante;
- Transmissão do movimento do eixo AA;
- Acoplamento ao actuador pneumático e ao encoder;
- Apoio para a solicitação axial.

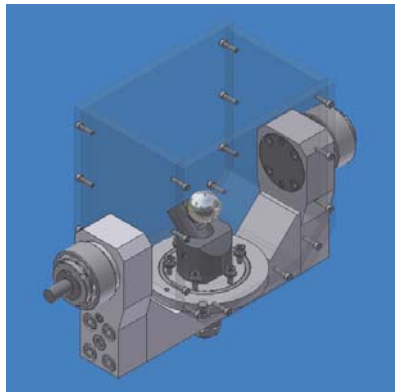


Fig. 52 – Eixo AA, sub-conjunto Nº11000.

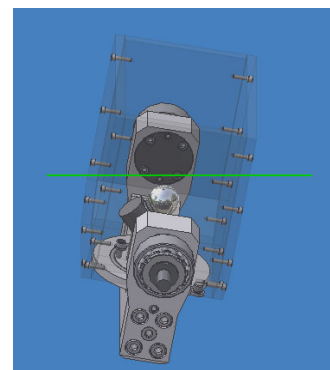
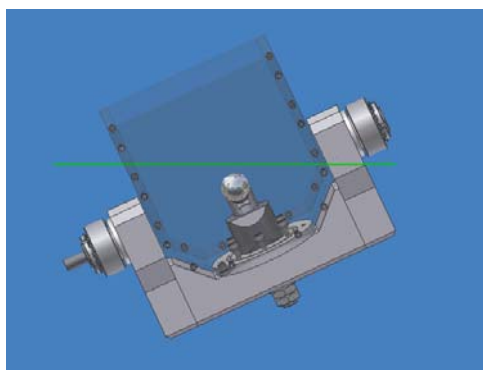


Fig. 53 – Análise da capacidade do reservatório na posição limite dos eixos AA e FE.

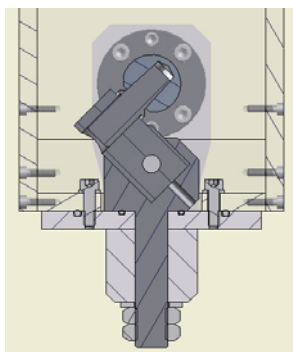


Fig. 54 – Pormenor da fixação do suporte do acetábulo ao eixo AA e de fixação e vedação do reservatório.

Para este subconjunto foi realizada a selecção e cálculo dos rolamentos, ligação aparafusada e chaveta através da ferramenta Design Accelerator do Inventor 10. Os relatórios destes cálculos encontram-se no CD em anexo (na directoria Projecto/Dimensionamento Mecânico).

Os cálculos foram realizados com base na carga axial máxima, na posição do eixo FE de 25º e considerando a carga igualmente distribuída pelos dois apoios, ou seja, ambos os rolamentos serão fixos nos dois sentidos, nos veios e nos alojamentos.

A ligação aparafusada com 4 parafusos M10 foi verificada com um coeficiente de segurança de 1.5 sendo no entanto esta ligação reforçada pelo uso de cavilhas cilíndricas que garantem também o posicionamento relativo das peças a ligar.

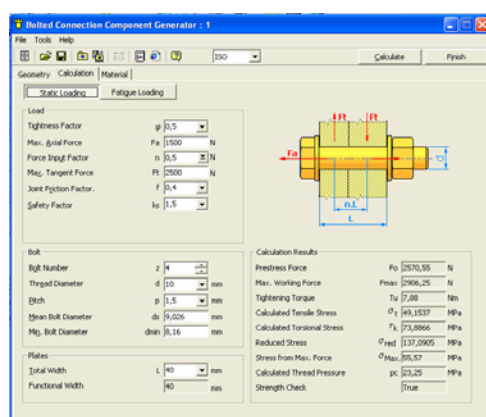


Fig. 55 – Cálculo ligação aparafusada (Design Accelerator).

Os rolamentos seleccionados, ref.^a 3206 A-2Z, têm uma vida calculada de 64000 horas, ou seja, equivalente a 46 ensaios, aproximadamente 7 anos de funcionamento contínuo.

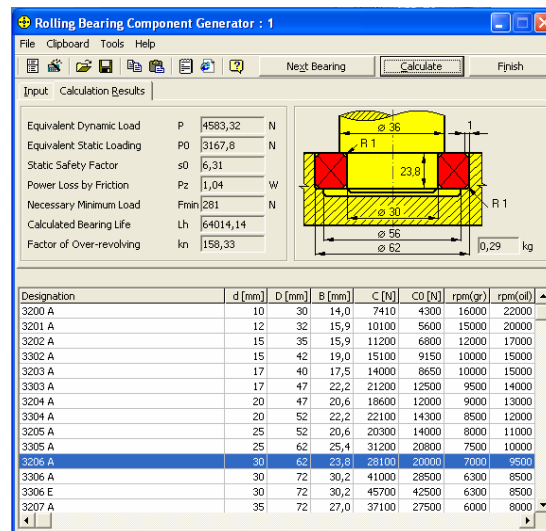


Fig. 56 – Selecção e cálculo de rolamentos (Design Accelerator).

A escolha destes rolamentos deveu-se à necessidade de um diâmetro interno de 30mm de modo a permitir o acoplamento directo ao accionador pneumático.

Foi seleccionado um actuador pneumático rotativo com as seguintes características:

- Ref.^a DSM – 32 -270 – P, Festo;
- Binário a 6 bar de 10 N.m, ou seja um coeficiente de segurança de 2, de modo a salvaguardar questões de eficiência em regime dinâmico;
- Momento de inércia máximo Admissível de 5×10^4 Kg.mm², segundo a especificação Festo, considerando que pelo comando proporcional os movimentos serão de acordo com o ciclo especificado e como tal as inversões de sentido de rotação serão suaves.

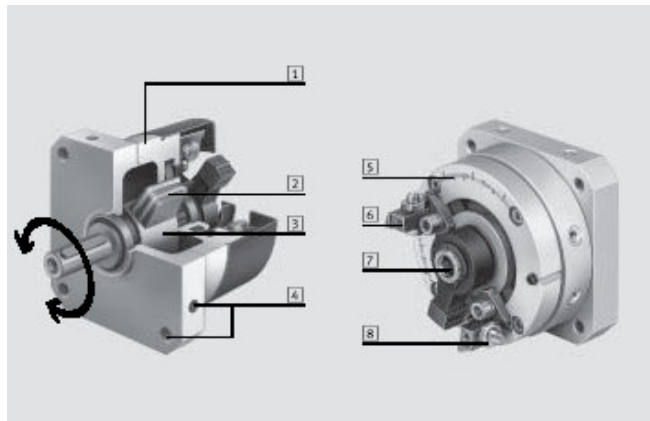


Fig. 57 – Actuadores rotativos Festo.

Alinhando o eixo AA com o eixo XX no ficheiro 3D do desenho de conjunto, e tendo atribuído os materiais com a respectiva densidade a todas as peças do conjunto foi possível verificar o momento de inércia do eixo AA, conforme ilustrado na figura 58.

O momento de inércia calculado é de $3.12 \times 10^4 \text{ Kg.mm}^2$ pelo que o actuador seleccionado é adequado.

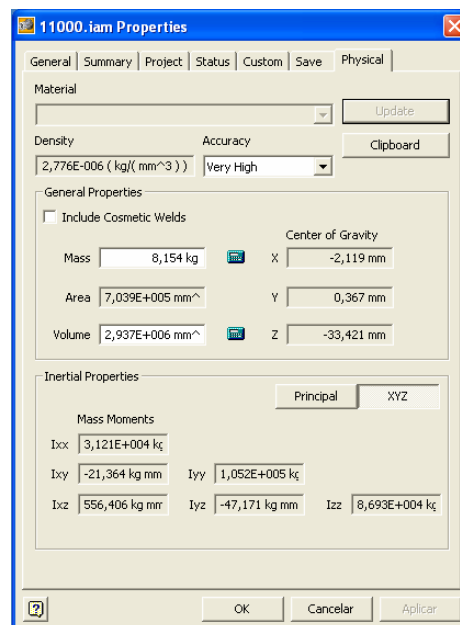


Fig. 58 – Propriedades físicas do eixo AA calculadas (Autodesk Inventor).

4.3.4. Eixo flexão – extensão (FE)

O eixo FE, para além das especificações anteriormente definidas, foi projectado de forma a permitir as seguintes funcionalidades:

- Fixação e posicionamento do eixo AA;
- Fixação à estrutura do equipamento;
- Transmissão do movimento do eixo FE;
- Acoplamento ao actuador pneumático e ao encoder;
- Apoio para a solicitação axial.

Na figura 59 encontra-se a representação do eixo FE e deste com o eixo AA montado. Na figura 60 são visíveis, através do corte realizado no Des. N° 10100, as soluções implementadas para fixação e posicionamento dos vários elementos integrados.

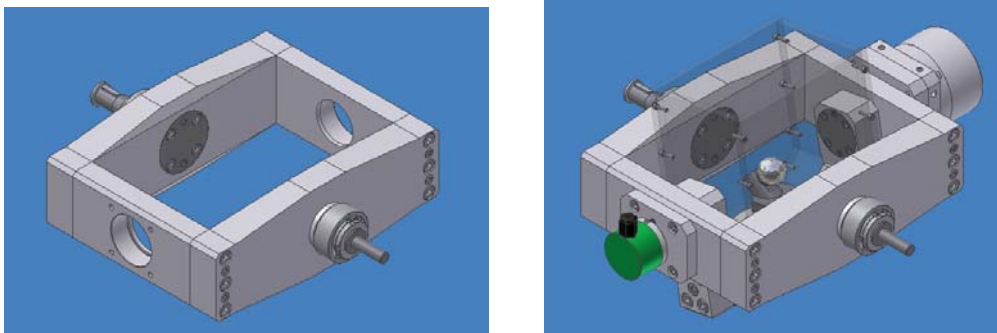


Fig. 59 – Sub-conjuntos N° 12000 e N° 10100.

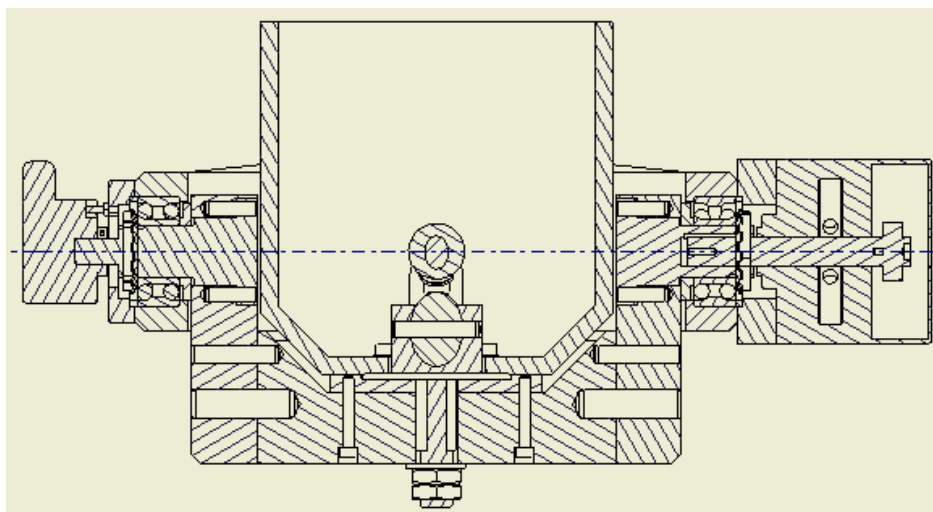


Fig. 60 – Pormenor de montagem do eixo AA no eixo FE, Des. Nº 10100.

Neste caso, devido ao momento de inércia deste conjunto, não foi possível implementar a solução de accionamento por actuador rotativo. Optou-se por uma solução de cilindro basculante.

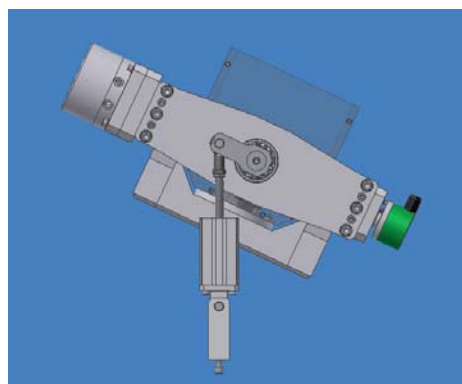
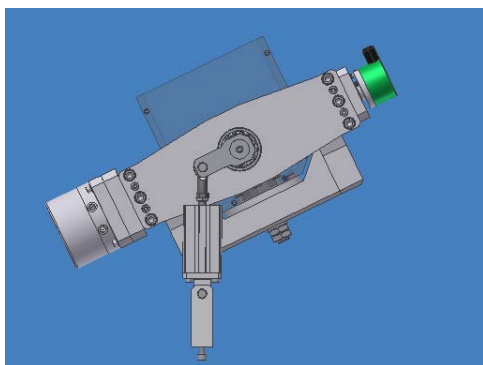


Fig.61 – Eixo FE nas posições – 25° e + 25°.

Devido à não simetria do conjunto em relação ao seu eixo de rotação, o binário necessário para a rotação não é igual nos dois sentidos. No caso mais desfavorável que corresponde ao movimento de avanço da haste do actuador pneumático (fig. 61), o binário adicional necessário, calculado com base nos dados de massa e centro de gravidade do conjunto é de 3,9 N.m (fig. 62). O

binário disponível deverá ser de 27,8 N.m, considerando um coeficiente de segurança de 2, à semelhança do eixo AA.

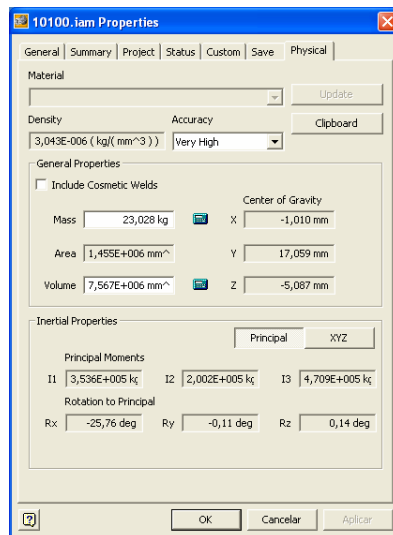


Fig. 62 – Propriedades físicas do eixo FE calculadas (Autodesk Inventor).

O actuador seleccionado foi o cilindro da Festo, com a ref.^a ADN-40-50-APA.

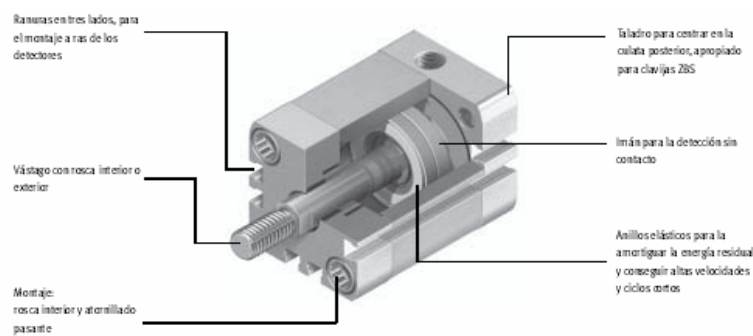


Fig. 63 – Cilindros ADN, Festo.

Com este actuador, segundo a configuração de montagem apresentada na figura 61, obtém-se:

- Força a 6 bar de 754 N
- Curso de 50 mm.
- Braço mínimo de 52,5 mm.
- Binário a 6 bar de 39,6 N.m, com um coeficiente de segurança de 2,9.

4.3.5. Eixo rotação interior – exterior (RIE)

O eixo RIE (fig. 64), para além das especificações anteriormente definidas, foi projectado de forma a permitir as seguintes funcionalidades:

- Fixação e posicionamento do suporte do acetábulo;
- Fixação ao eixo de carga axial;
- Transmissão do movimento do eixo RIE;
- Transmissão da carga axial;
- Acoplamento ao actuador pneumático e ao encoder.

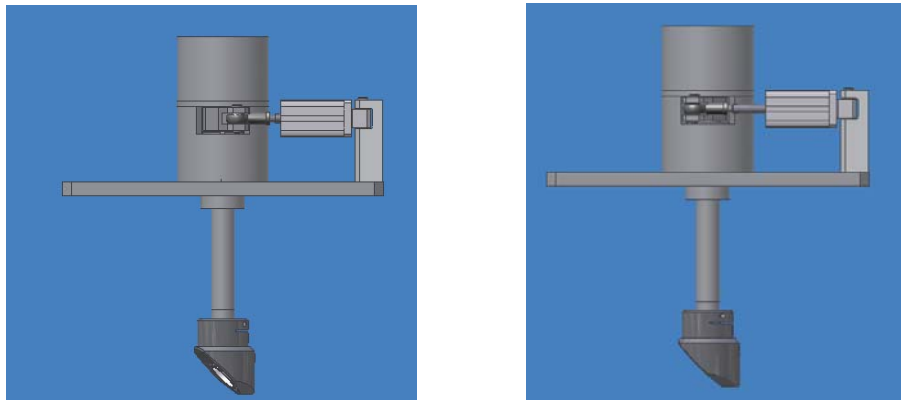


Fig. 64 – Eixo RIE nas posições – 12º e + 12º.

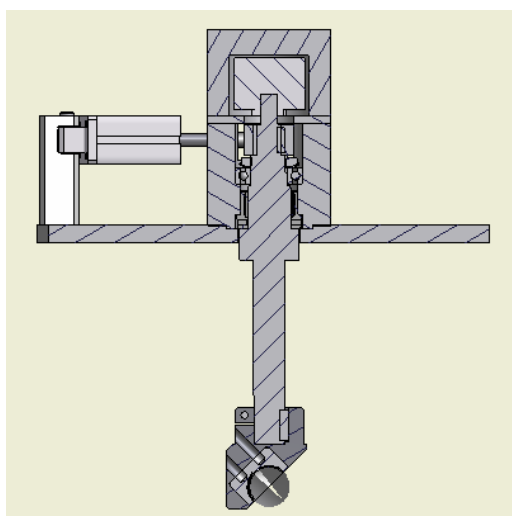


Fig. 65 – Pormenor de montagem do eixo RIE, Des. Nº 13000.

Optou-se pela montagem do veio de transmissão, com um rolamento combinado, NKXR 35 Z de rolos, que assegura o apoio em relação à carga axial aplicada e um rolamento de esferas, referência 6006 que assegura o suporte do eixo e a pré-carga do rolamento combinado.

A selecção do rolamento combinado deveu-se a questões geométricas. Na verificação da vida do rolamento, conforme abaixo descrito, podemos verificar que está sobredimensionado.

Sendo este equipamento para trabalhar em ambiente laboratorial com ausência de poluição no lubrificante e considerando separação das superfícies metálicas por filme lubrificante, obtemos para o rolamento combinado, NKXR 35 Z segundo o fabricante FAG:

- $C_0 = 93 \text{ KN}$;
- $P = P_0 = F_a = 5 \text{ KN}$;
- $f_s = C_0/P_0 = 18 > 8$.

Em que C_0 é a carga estática de base, P_0 e P são a carga equivalente estática e dinâmica respectivamente, F_a é a carga axial dinâmica e f_s é o factor de carga.

Nestas condições, $f_s > 8$, segundo o fabricante FAG, pode-se considerar que o rolamento terá vida infinita.

De modo a permitir a montagem do encoder e a montagem deste eixo no conjunto de carga axial, optou-se por uma solução de accionamento por cilindro basculante.

O actuador seleccionado foi o cilindro da Festo com a ref.^a ADN-25-30-A-P-A.

Com este actuador, segundo a configuração de montagem apresentada na figura 64, obtém-se:

- Força a 6 bar de 295 N;
- Curso 30 mm;
- Braço mínimo de 68,4 mm;
- Binário a 6 bar de 20,2 N.m, com um coeficiente de segurança de 4.

4.3.6. Eixo de carga axial

Este eixo (figuras 66 e 67), para além das especificações anteriormente definidas, foi projectado de forma a permitir as seguintes funcionalidades:

- Fixação e posicionamento do eixo RIE;
- Avanço e recuo vertical do eixo RIE de modo a permitir as intervenções de instalação e inspecção de amostras;
- Fixação do eixo de carga axial à estrutura do equipamento;
- Acoplamento ao actuador pneumático e à célula de carga.

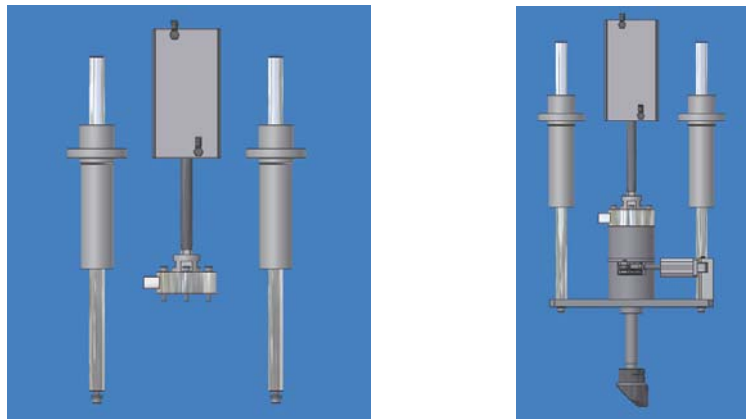


Fig. 66– Sub-conjuntos Nº 14000 e Nº 10200.

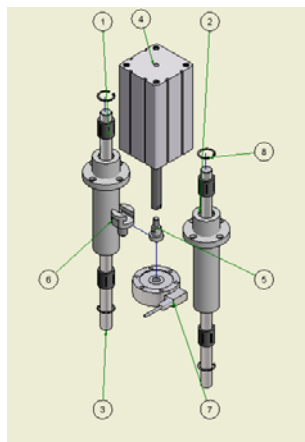


Fig. 67 – Vista explodida do sub-conjunto de carga axial, Des. Nº 14000.

Neste sistema foi estudada uma solução de guias lineares de esferas para garantir:

- Posicionamento do eixo RIE;
- Apoio relativo ao binário desenvolvido pelos eixos RIE, FE e AA;
- Atrito reduzido de modo a permitir uma melhor resposta dinâmica.

Foi ainda desenvolvido um acoplamento cilindro/célula de carga de modo a evitar esforços radiais na haste do cilindro.

O actuador seleccionado foi o cilindro da Festo, com a ref.^a ADN-100-150-I-P-A que permite realizar uma carga axial de 4712 N a 6 bar, somado o peso do eixo IER e da parte móvel do eixo de carga axial de 200 N obtém-se uma carga axial máxima a 6bar de aproximadamente 4912 N.

4.3.7. Estrutura

A estrutura concebida para este equipamento divide-se numa bancada inferior e numa estrutura superior.

A bancada inferior, em perfil de alumínio, foi desenvolvida de modo a:

- Permitir a fácil movimentação do equipamento;
- Garantir apoio e estabilidade necessários após instalação e colocação em funcionamento;
- Permitir as intervenções de instalação e inspecção de amostras a uma altura ergonómica de 950 – 1000 mm;
- Permitir a fixação da unidade de tratamento de ar;
- Permitir a fixação do armário eléctrico;

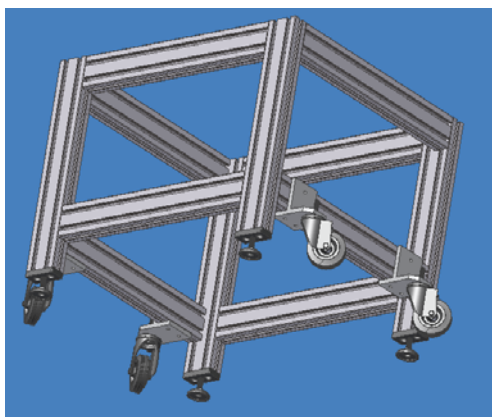


Fig. 68 – Bancada, sub-conjunto N° 10400.

A estrutura superior foi desenvolvida de acordo com os seguintes requisitos:

- Fixação e posicionamento de todos os sub-conjuntos;
- Facilidade de acesso a todos os órgãos do equipamento;
- Suficiente rigidez estrutural.

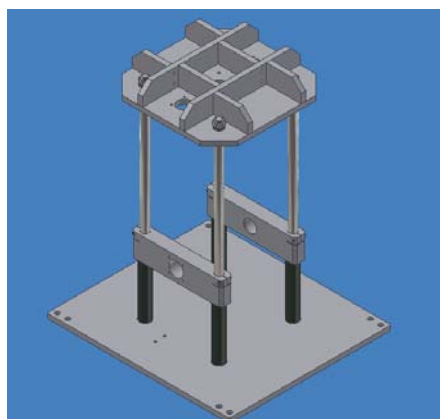


Fig. 69 – Estrutura, sub-conjunto N° 10300.

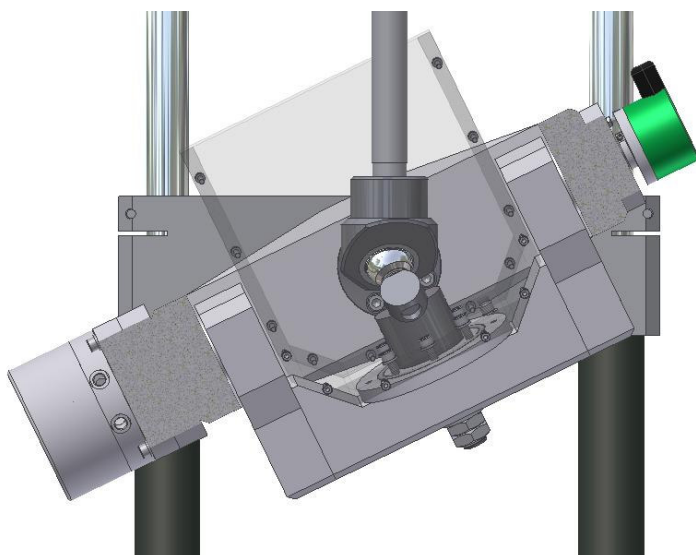
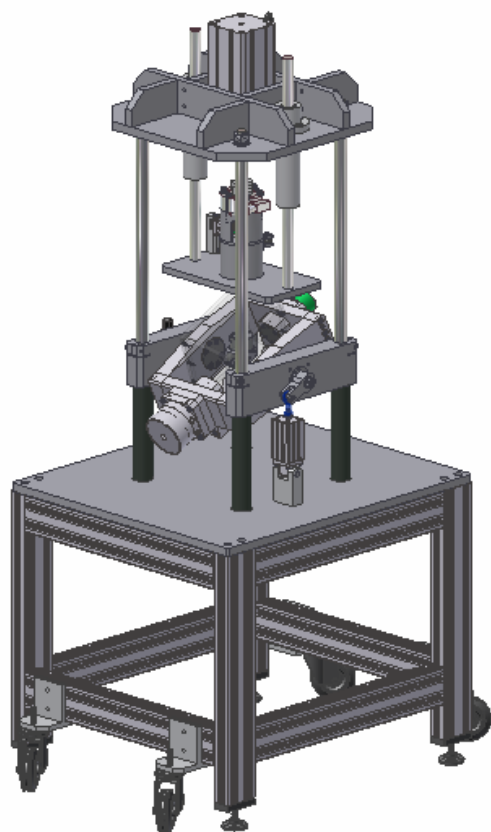


Fig. 70 – Vista geral e pormenor da zona de ensaio do conjunto N^o 10000.

4.3.8. Cálculo estrutural pelo método dos elementos finitos

Os cálculos realizados tiveram como objectivo garantir a rigidez estrutural do equipamento, minimizando também a quantidade de material e o peso dos órgãos móveis em particular, através da análise do campo tensões e deslocamentos, ou seja analisando o projecto em termos de resistência e rigidez.

Nos cálculos de elementos finitos, realizados com software Ansys DesignSpace V6 foram considerados dois tipos de material (tabelas 1 e 2).

Structural Steel		
Material Properties		
☐ Structural Properties		
☐ Young's Modulus		2,e+005 MPa
☐ Poisson's Ratio		0,3
☐ Mass Density		7,85e-006 kg/mm³
☐ Thermal Expansion Coefficient		1,2e-005 1/°C
☐ Stress Limits		
☐ Tensile Yield		250, MPa
☐ Compressive Yield		250, MPa
☐ Tensile Ultimate		460, MPa
☐ Compressive Ultimate		0, MPa
☐ Thermal Properties		
☐ Specific Heat		434, J/kg·°C
☐ Fatigue Properties		
Interpolation		Log-Log
Mean Curve Type		mean stress

Tabela 1 – Propriedades de aço estrutural.

Aluminum Alloy		
Material Properties		
☐ Structural Properties		
☐ Young's Modulus		71000 MPa
☐ Poisson's Ratio		0,33
☐ Mass Density		2,77e-006 kg/mm³
☐ Thermal Expansion Coefficient		1,7e-005 1/°C
☐ Stress Limits		
☐ Tensile Yield		280, MPa
☐ Compressive Yield		280, MPa
☐ Tensile Ultimate		310, MPa
☐ Compressive Ultimate		0, MPa
☐ Thermal Properties		
☐ Specific Heat		875, J/kg·°C
☐ Fatigue Properties		
Interpolation		Semi-Log
Mean Curve Type		r-ratio

Tabela 2 – Propriedades de alumínio.

Como parâmetro de projecto, dada a rigidez pretendida bem como o alinhamento necessário para o correcto funcionamento dos rolamentos e guias de esferas, a deformação máxima admitida foi de 0,1 mm.

Após algumas iterações e compatibilizando a análise em termos de campo de deslocamentos com as questões funcionais e custos associados ao fabrico, foi definida a geometria final do equipamento conforme anteriormente apresentado.

Dada a rigidez pretendida, com excepção do veio de acoplamento da cabeça femoral, peça Nº 11101, o campo de tensões dos elementos analisados apresenta uma tensão máxima com valores muito reduzidos. A figura 72 representa o campo de tensões equivalentes de Von Mises, da peça Nº11101, constatando-se um valor de tensão máximo de 188,5 MPa, um factor de segurança de 1,3 relativamente à tensão de cedência. Deve ter-se atenção a esta peça em relação a uma possível falência por fadiga.

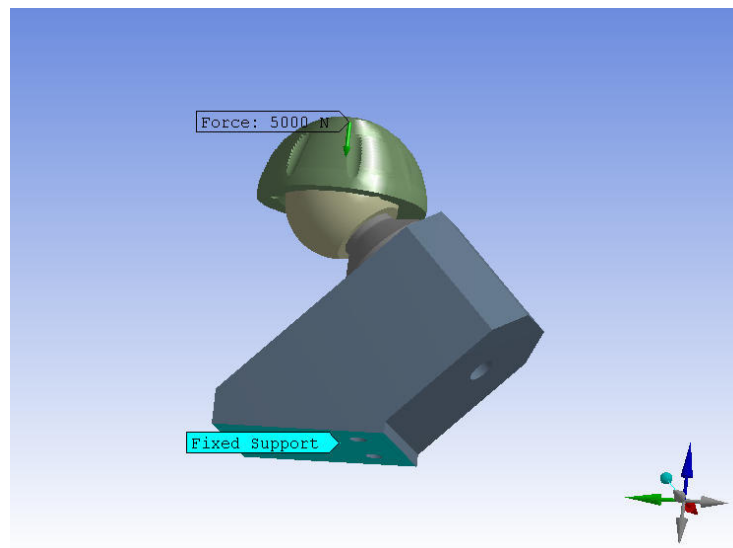


Fig. 71– Condições fronteira do sub-conjunto Nº 10100.

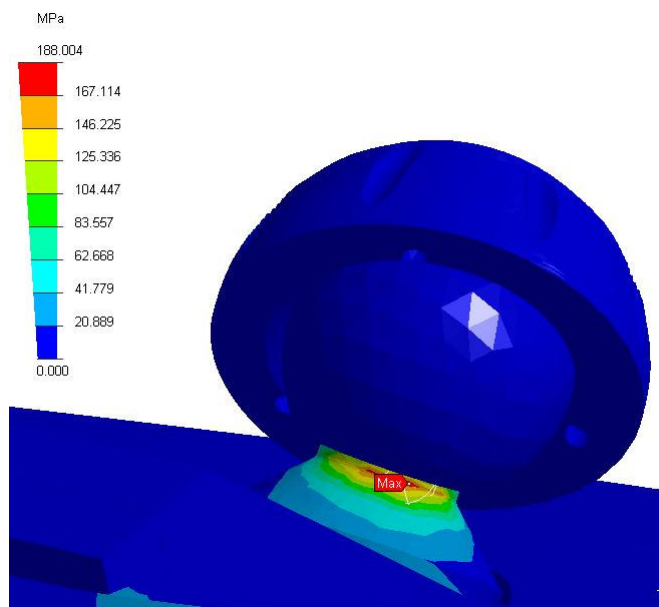


Fig. 72 – Campo de tensões equivalentes de Von Mises do sub-conjunto Nº 10100.

De seguida apresenta-se algumas figuras com resultados dos cálculos numéricos relativos aos campos de deslocamento.

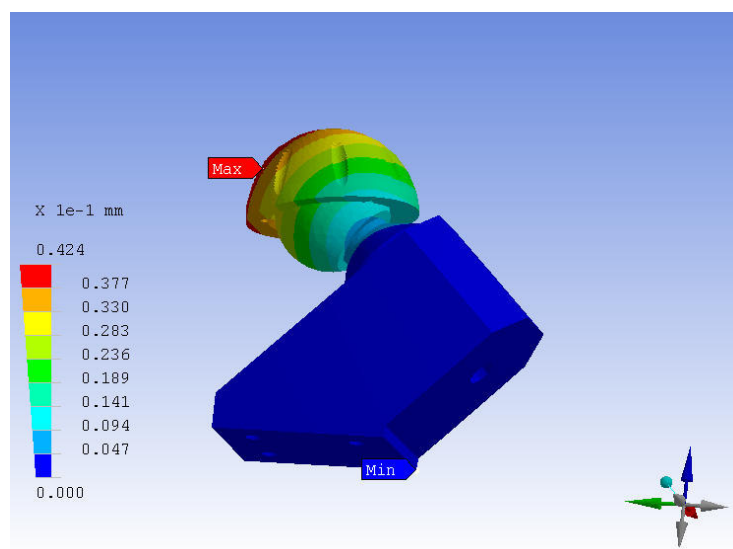


Fig. 73 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto Nº 11100.

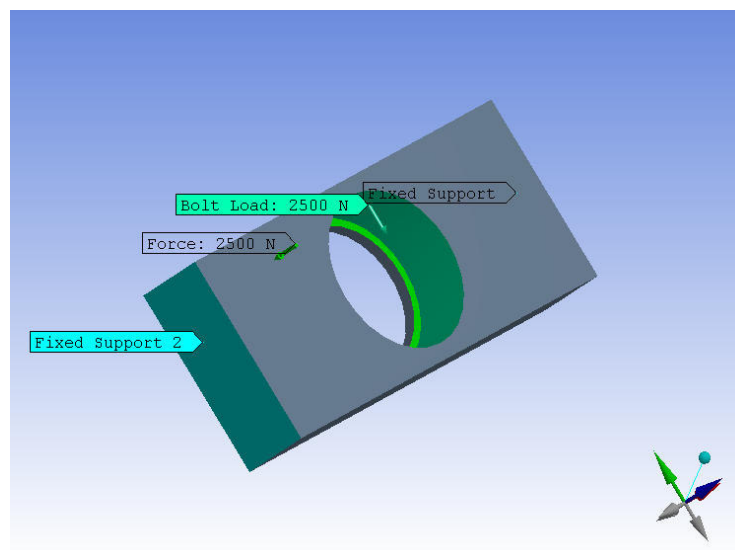


Fig. 74 – Condições fronteira da placa de topo, peça Nº 12001.

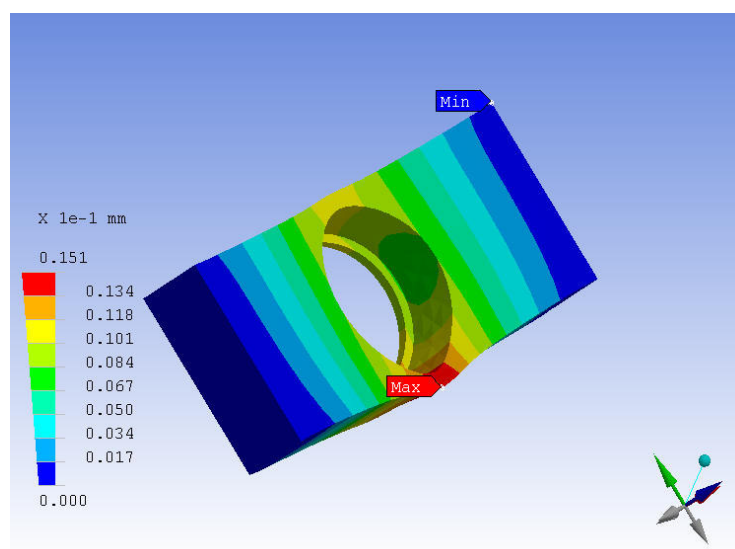


Fig. 75 – Campo de deslocamentos da placa de topo, peça Nº 12001.

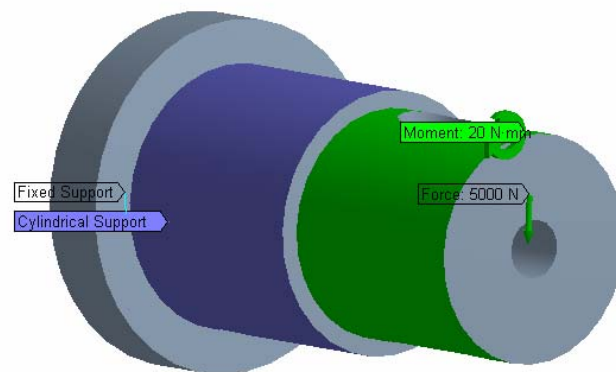


Fig. 76 – Condições fronteira do veio, peça Nº 12003.

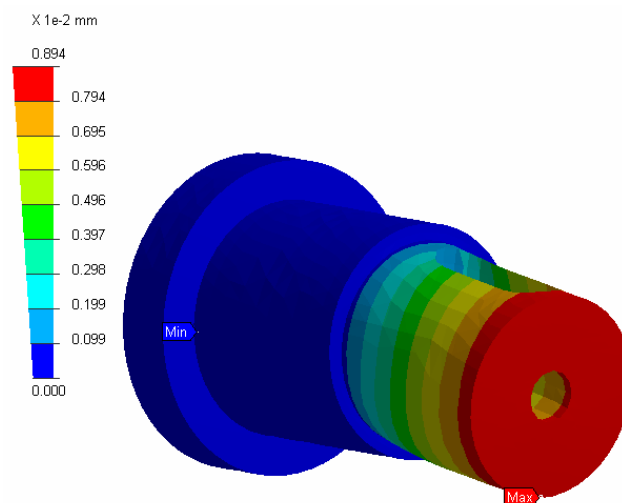


Fig. 77 – Campo de deslocamentos do veio, peça Nº 12003.

A análise do sub-conjunto Nº 10100 implicou modificações diversas até obter resultados satisfatórios.

Numa primeira abordagem, o deslocamento máximo na situação mais desfavorável de 25º do eixo FE, foi, segundo a análise patente na figura 79 de 0,170 mm.

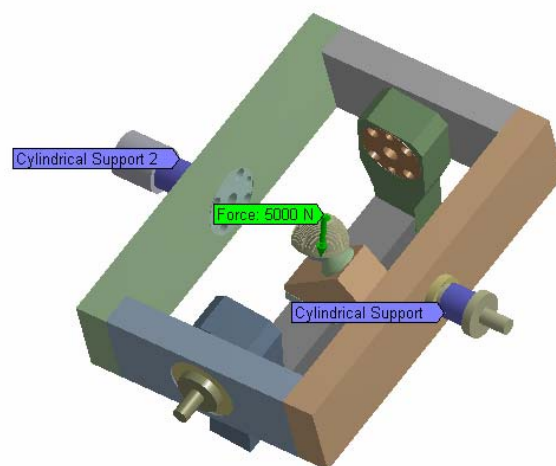


Fig. 78 – Condições fronteira do sub-conjunto Nº 10100.

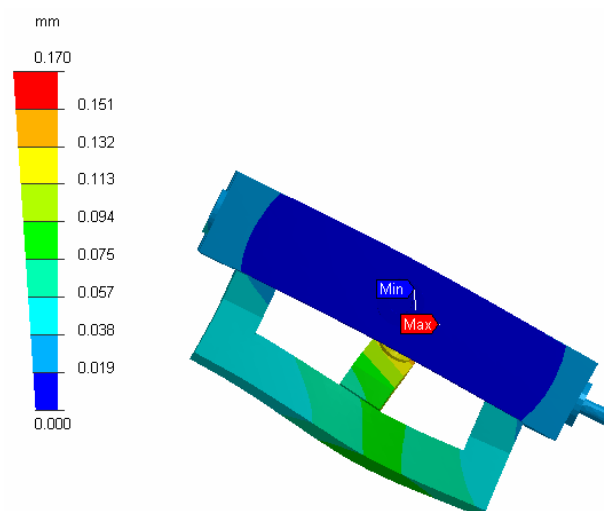


Fig. 79 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto Nº 10100, versão 1.

O reforço da base do suporte do acetábulo permite uma redução do deslocamento máximo para 0,146 mm. Verifica-se um deslocamento entre 0,033 e 0,049 mm nos apoios dos rolamentos do eixo AA.

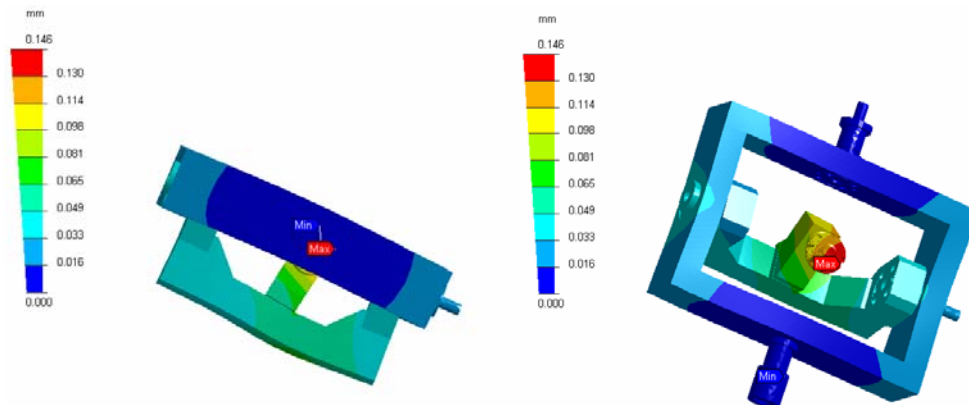


Fig. 80 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto N° 10100, versão 2.

A introdução de uma placa de interface entre o suporte do acetábulo e a base, que para além de reforço estrutural tem a função de permitir a montagem do depósito de lubrificante garantindo a sua estanquicidade, implicou uma redução do deslocamento máximo para 0,114 mm. Verifica-se um deslocamento entre 0,025 e 0,038 mm nos apoios dos rolamentos do eixo AA.

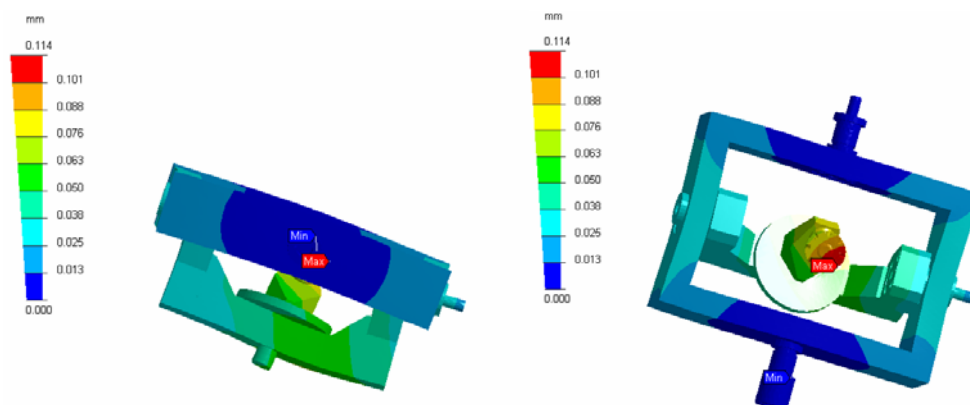


Fig.81 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto N° 10100, versão 3.

Na versão final, conforme figura 82, após o reforço de algumas secções no do eixo FE, sub-conjunto N^o 12000, o deslocamento máximo é de 0,0977 mm, dentro dos valores pretendidos. Verificou-se um deslocamento entre 0,011 e 0,022 mm nos apoios dos rolamentos do eixo AA. Sendo estes valores relativos ao deslocamento total, o desalinhamento entre os rolamentos do eixo AA provocado por esta solicitação será inferior a 0,022mm, valor que se considera satisfatório para o correcto funcionamento do eixo.

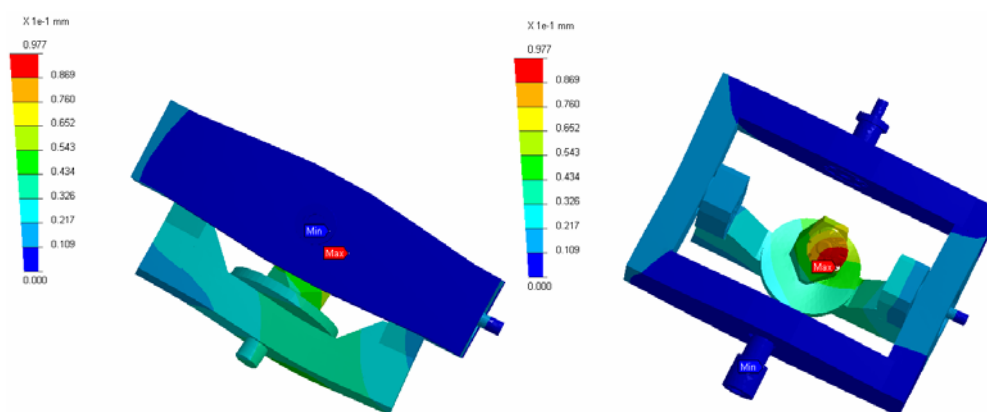


Fig. 82 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto N^o 10100, versão final.

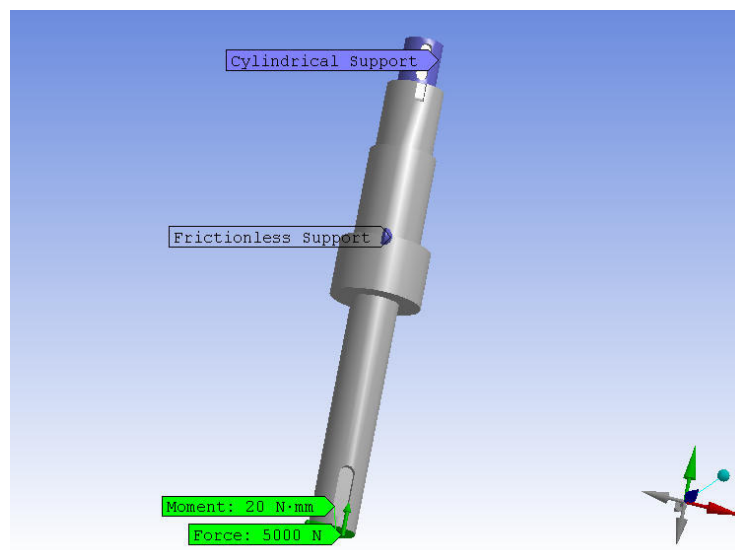


Fig. 83 – Condições fronteira do veio, peça Nº 13003.

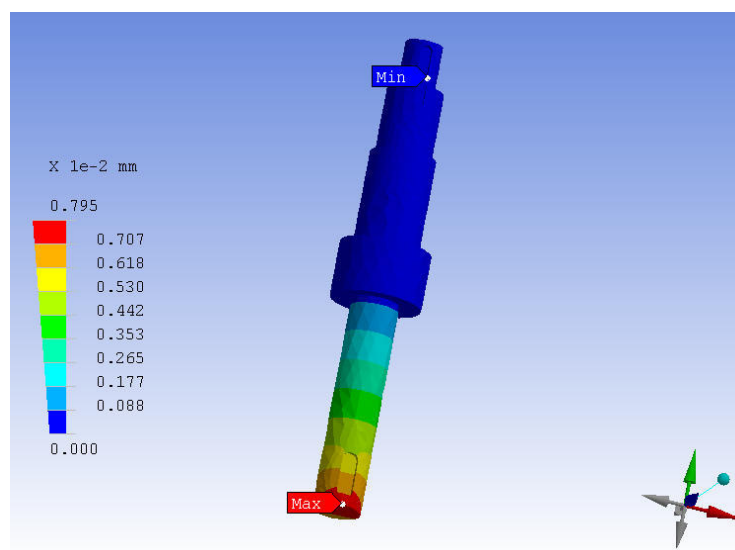


Fig. 84 – Campo de deslocamentos do veio, peça Nº13003.

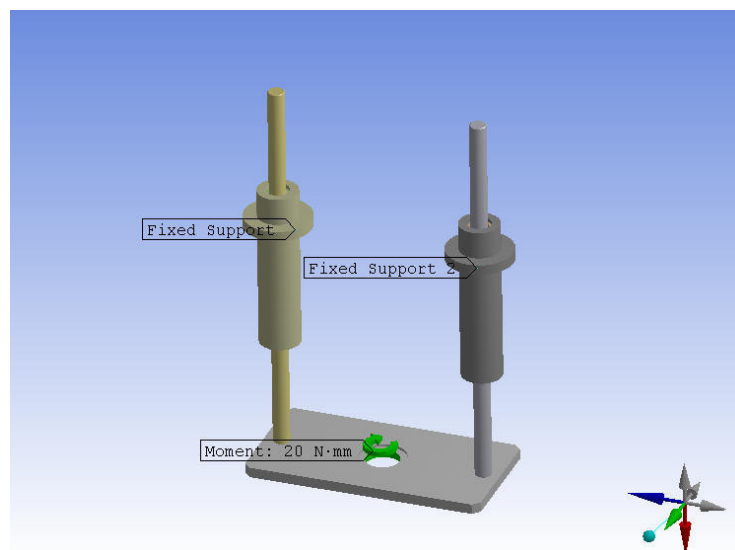


Fig. 85 – Condições fronteira do sub-conjunto Nº 14000.

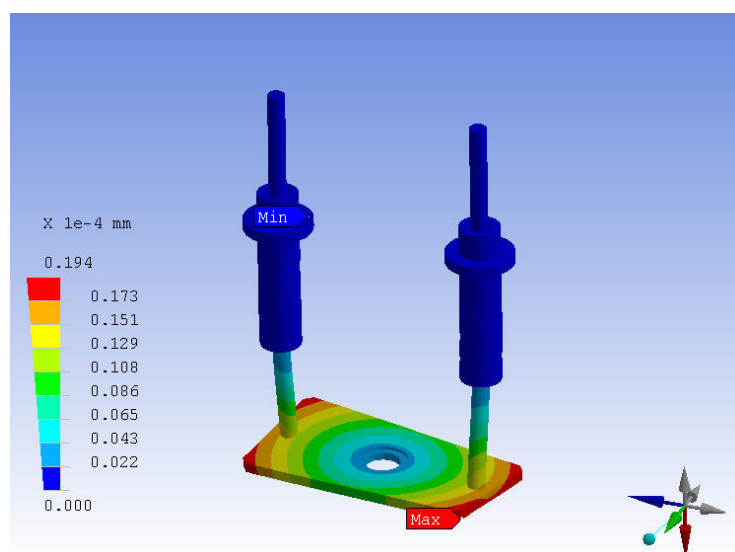


Fig. 86 – Campo de deslocamentos do sub-conjunto Nº 14000.

A análise do conjunto geral Nº 10000 permitiu essencialmente dimensionar o sub-conjunto da estrutura Nº13000, ao nível dos tirantes verticais e do suporte do sub-conjunto Nº 14000.

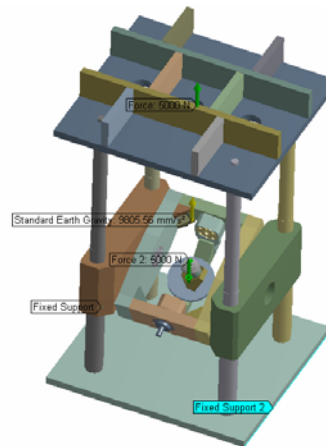


Fig. 87 – Condições fronteira do conjunto geral Nº 10000.

Numa primeira versão, o deslocamento máximo seria, segundo a análise da figura 88, de 0,0998 mm, ou seja dentro dos parâmetros predefinidos. No entanto, um deslocamento máximo de 0,033 mm na zona de apoio do sub-conjunto Nº 14000 poderá condicionar o seu desempenho devido ao desalinhamento provocado nas guias lineares de esferas.

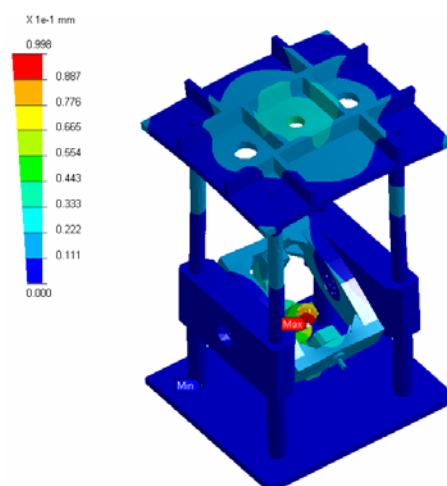


Fig. 88 – Campo de deslocamentos do conjunto geral Nº 10000 (Versão 1).

Através do reforço da zona superior da estrutura, sub-conjunto Nº 13000, obteve-se um deslocamento máximo de 0,104 mm, expresso na figura 89, reduzindo para 0,012 mm o deslocamento máximo na zona de apoio do sub-conjunto Nº 14000.

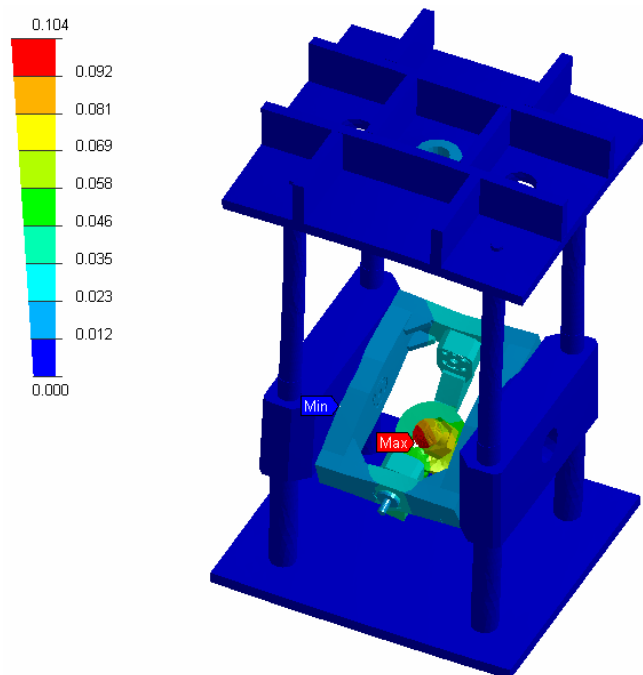


Fig. 89 – Campo de deslocamentos do conjunto geral Nº 10000 (Versão 2).

Os cálculos apresentados neste ponto foram desenvolvidos ao longo do projecto. Após a obtenção de resultados estruturais satisfatórios e compatíveis com todos os restantes aspectos de projecto, iniciou-se o desenho de pormenor, apresentados no CD em anexo (\Simulador\Projecto).

4.4. Fabrico

O equipamento foi fabricado e montado pela empresa SIRMAF, Lda., no que concerne a sua componente mecânica e pneumática, mediante o respectivo caderno de encargos, conforme CD em anexo (\Simulador\Projecto).

A componente eléctrica, electrónica e programação foi desenvolvida na Universidade de Aveiro e instalada com o apoio da empresa SIRMAF, Lda.



Fig. 90 – Pré montagem dos sub-conjuntos Nº 10300 e Nº 10400.



Fig. 91 – Pré montagem do sub-conjunto Nº 11000.

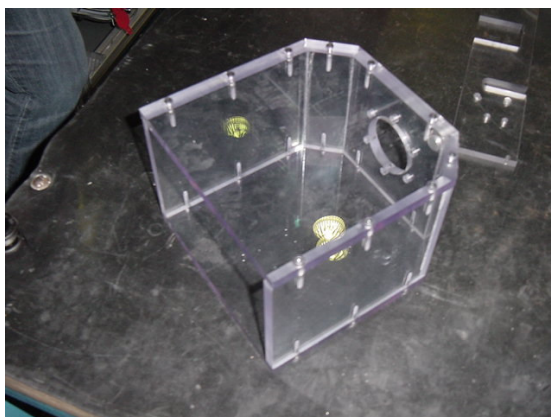


Fig. 92 – Pré montagem do sub-conjunto N° 11200.

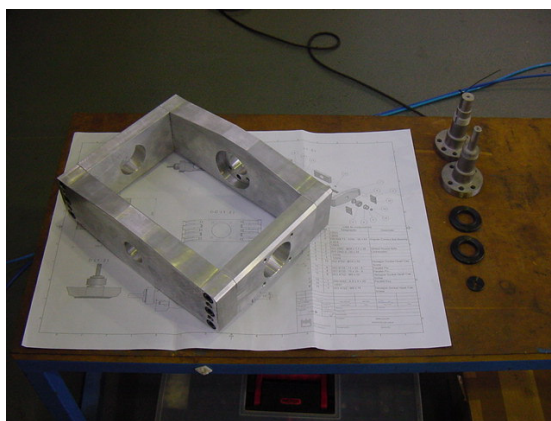


Fig. 93 – Pré montagem sub-conjunto N° 12000.



Fig. 94 – Preparação da pneumática e dos componentes estandardizados.

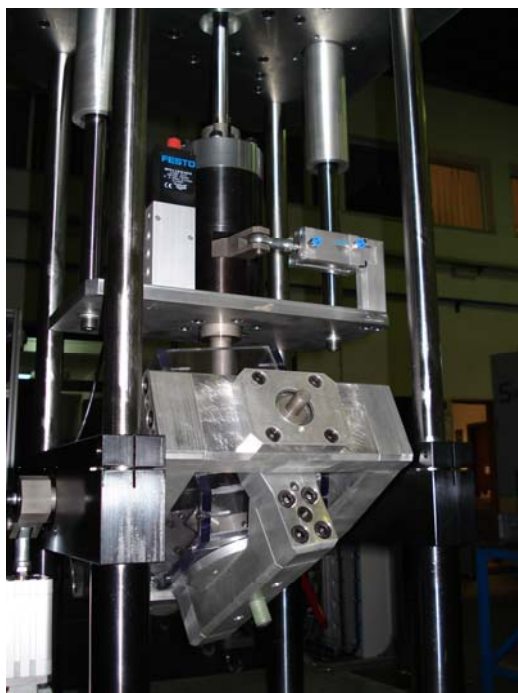


Fig. 95 – Pormenor de montagem mecânica.



Fig. 96 – Pormenor de montagem mecânica.



Fig. 97 – Pormenor de montagem da cabeça femoral e acetábulo.

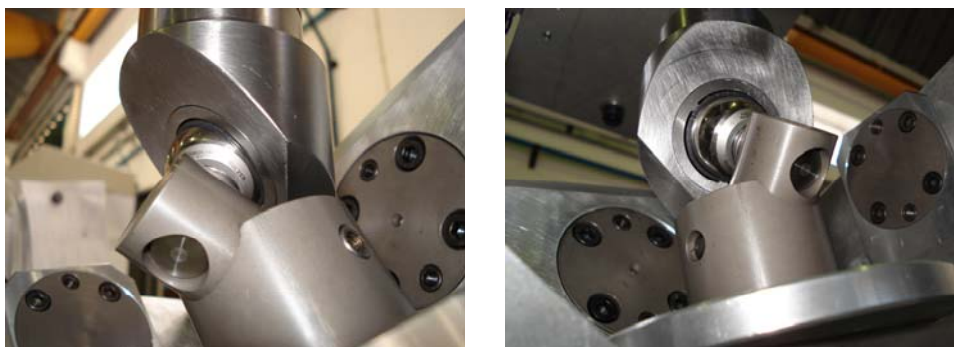


Fig. 98 – Montagem do acetábulo e verificação manual dos movimentos dos eixos.



Fig. 99 – Montagem mecânica geral.

Finalizada a montagem mecânica e pneumática, foi verificado o alinhamento dos eixos através da medição durante os movimentos FE e AA da variação de posição da superfície da cabeça femoral. Para tal foi instalado um comparador conforme ilustrado na figura 100.

A variação máxima medida foi de 0,05 mm no movimento do eixo AA e de 0,38 mm no movimento do eixo FE.

No eixo FE os valores medidos variaram entre 0,00 mm para o ângulo -25° e 0,38 mm para o ângulo de $+25^{\circ}$. O valor medido aumentou de modo contínuo, denotando um desvio entre o centro da cabeça femoral e o eixo de rotação FE.

No desenho N^o 10100, cuja vista de corte está representada na figura 60, pode verificar-se a concepção do modo de posicionamento e fixação do eixo AA, no eixo FE, que permite a correcção deste desvio através do ajuste das anilhas de afinação, peça N^o 11005.



Fig. 100 – Controlo de toleranciamento.

Foram ainda realizados ensaios dos movimentos dos eixos, quando a carga axial é aplicada, através de alimentação pneumática directa das câmaras dos cilindros a 6 bar de pressão. Neste ensaio todos os movimentos foram correctamente executados.

Estes resultados revelaram a necessidade de ajuste da posição do eixo AA considerando-se não ser necessários mais quaisquer ajustes antes da realização dos primeiros ensaios de funcionamento após a instalação do armário eléctrico e sistema de comando.

5. VALIDAÇÃO DE TESTES *IN VITRO* DE DESGASTE

Os principais métodos de avaliação da simulação de desgaste em próteses são a medição da quantidade de material de desgaste, inspecção visual e microscópica das superfícies de desgaste e análise microscópica das partículas de desgaste. Os resultados da simulação de desgaste são validados relativamente aos resultados *in vivo* de medição de desgaste em radiografias, da inspecção de componentes retirados em operações de revisão ou autópsias. [1]

Segundo a referência [1], a análise das partículas de desgaste é fundamental na validação da simulação de desgaste uma vez que permite determinar se os mecanismos de desgaste activos no simulador e *in vivo* são os mesmos.

Um dos objectivos da Norma ISO/DIS 14242 é a de que os resultados dos ensaios de desgaste realizados por diferentes equipamentos, em conformidade com esta norma, sejam comparáveis. Esta norma estabelece ainda que a medição do desgaste seja efectuada por gravimetria, perda de peso do acetábulo, ou alternativamente por, medição do volume através de equipamento 3D de alta precisão.

Conclusões

O objectivo desta dissertação, desenvolver um dispositivo de ensaio de desgaste de componentes acetabulares da prótese da anca, foi atingido.

Pelo detalhe e verificações efectuadas na fase de projecto e pela análise realizada após a conclusão da montagem do dispositivo perspectiva-se que o seu desempenho em termos dos testes de desgaste e da sua fiabilidade sejam satisfatórios.

Desenvolvimentos futuros

Numa primeira fase é necessário terminar a instalação eléctrica e do sistema de comando, fazer testes funcionais e configurar o sistema de comando para a realização de ciclos dinâmicos de acordo com a figura 36 e realizar os ajustes necessários até obter um bom desempenho dinâmico do dispositivo em funcionamento contínuo.

Numa segunda fase, deverão ser realizados ensaios de desgaste de acetábulos comerciais e de acetábulos em polietileno de elevada densidade reforçado com nanotubos de carbono, desenvolvidos na Universidade de Aveiro, de modo a comparar as respectivas resistências ao desgaste. Estes ensaios deverão ser validados segundo um ou mais métodos dos abordados no capítulo 5.

Outros desenvolvimentos nomeadamente no que concerne a concepção do dispositivo poderão ser realizados após um período prolongado de funcionamento e a análise do seu desempenho.

Referências

- [1] Calonius, O., Tribology of prosthetic joints – validation of wear simulation methods. Acta Polytechnica Scandinavica, Mechanical Engineering Series No. 159, Espoo, The Finnish Academies of Technology, 2002.
- [2] Middle East Technical University – Biotechnology Research Unit, www.biomed.metu.edu.tr/
- [3] American Academy of orthopaedic Surgeons, 2001.
- [4] Raphael Mosseri M. D., www.raphaemosseri.com
- [5] Tribology and Interface Engineering Series, 50, Editor: B.J. Briscoe.
- [6] Hong Liang, University of Alaska. - Mechanical Tribology – Materials, Characterization, and Applications.
- [7] Bi-Metric™, Operative Technique, BIOMET Europe.
- [8] Vision Acetabular Surgical Technique, BIOMET Orthopaedics, Inc.
- [9] A. Buford, T. Goswami, Review of wear mechanisms in hip implants: Paper I – General, Materials and Design 25 (2004) 385-393.
- [10] Avram A. Edidin, PhD, and Steven M. Kurtz, PhD, Influence of Mechanical Behavior on the wear of 4 Clinically Relevant Polymeric Biomaterials in a Hip Simulator, The Journal of Arthroplasty Vol. 15 Nº 3 2000.
- [11] Saverio Affatato, Gianluca Bersaglia, Mirko Rocchi, Paola Taddei, Concezio Fagnano, Aldo Toni, Wear behaviour of cross-linked polyethylene assessed in vitro under severe conditions, Biomaterials 26 (2005) 3259-3267.
- [12] S.K. Roy Chowdhury, A. Mishra, B. Pradhan, D. Saha, Wear characteristic and biocompatibility of some polymer composite acetabular cups, Wear 256 (2004) 1026-1036.

- [13] R.J.A. Bigsby, D.D. Auger, Z.M. Jin, D. Dowson, C.S. Hardaker, J. Fisher, A comparative tribological study of the wear of composite cushion cups in a physiological hip joint simulator, *Journal of Biomechanics* 31 (1998) 363-369.
- [14] A. Wang, D.C. Sun, C. Stark, J. H. Dumbleton, Wear mechanisms of UHMWPE in total joint replacements, *Wear* 181-183 (1995) 241-249.
- [15] Gongde Liu, Yingzi Chen, Huilin Li, A study on sliding wear mechanism of ultrahigh molecular weight polyethylene/polypropylene blends, *Wear* 256 (2004) 1088-1094.
- [16] Helsinki University of Technology, Department of Machine Design, www.machina.hut.fi/
- [17] Durham University, Center of Biomedical Engineering, www.dur.ac.uk/Engineering/Research/biomedical_pages/wear.htm
- [18] MTS, www.mts.com
- [19] K.P. Judmann, G. Reinisch, A. Pauschitz, F. Bauer, Wear testing of total hip joints according to ISO and development of a new hip joint simulator according to ISO, Vienna University of Technology.
- [20] Endolab GmbH, ISO 14242 und PI-7 (certified procedures): Implants for surgery – Partial and total hip joint prosthesis – Recommendations for simulators for evaluation of hip prosthesis. www.endolab.de
- [21] AMTI, Test Machines, www.amti.biz/TestMachineshome/Hipsimulator.htm
- [22] Scanos, www.scanos.fr
- [23] R. Singha Roy, Manoj Mitra and D. Basu, Characterization of Mechanical Properties of Alumina Based Hip Joint Prostheses, *Trends of Biomater, Artif. Organs*, Vol 18(2), January 2005.

Os anexos desta tese apenas poderão ser consultados através do CD-ROM.

Por favor queira dirigir-se ao 4º piso da Biblioteca e solicitá-lo no balcão de atendimento.